

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-258820

(43)Date of publication of application : 25.09.2001

(51)Int.Cl. A61B 1/00  
G01N 21/64  
G06T 1/00  
G06T 7/00

(21)Application number : 2000-299397

(71)Applicant : FUJI PHOTO FILM CO LTD

(22)Date of filing : 29.09.2000

(72)Inventor : SENDAI TOMONARI  
TSUJITA KAZUHIRO  
AGANO TOSHITAKA

(30)Priority

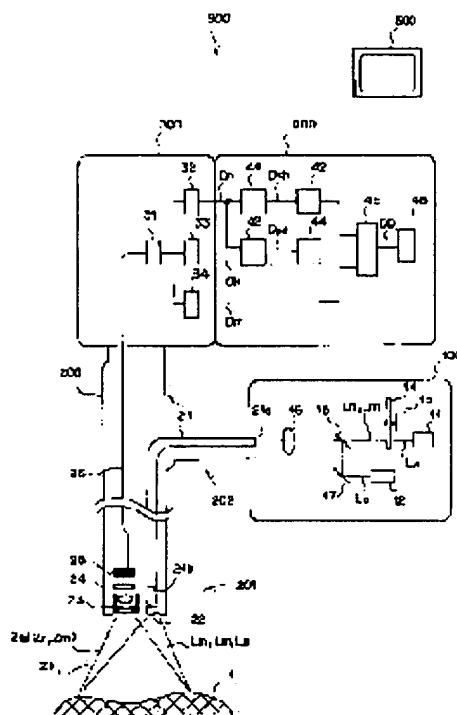
Priority number : 2000004939 Priority date : 13.01.2000 Priority country : JP

## (54) FLUORESCENT IMAGE DISPLAY METHOD AND DEVICE

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To perform a reliable observation of organism tissue property in a fluorescent image display method and device.

**SOLUTION:** The excited light and reference light emitted from a light source 100 are emitted to an organism tissue 1 via an endoscopic unit 200, and the fluorescence generated from the organism tissue 1 and the reflected reference light reflected by the tissue 1 are detected as fluorescent image and reflected reference light image by an image pickup element 25. The normally reflected light area included in the reflected reference light image is judged by an arithmetic unit 400, and the normally reflected light area is displayed on an indicator 400 in a mode different from a normally light receiving area together with a tissue property image showing the tissue property of the tissue 1 formed on the basis of the fluorescent image.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

(P2001-258820A)

(43) 公開日 平成13年9月25日 (2001.9.25)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームコード* (参考)
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 D 2 G 0 4 3
G 0 1 N 21/64		G 0 1 N 21/64	Z 4 C 0 6 1
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 Z 5 B 0 5 7
	5 1 0		5 1 0 5 L 0 9 6
	7/00	7/00	G

審査請求 未請求 請求項の数15 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2000-299397(P2000-299397)  
 (22) 出願日 平成12年9月29日(2000.9.29)  
 (31) 優先権主張番号 特願2000-4939(P2000-4939)  
 (32) 優先日 平成12年1月13日(2000.1.13)  
 (33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000005201  
 富士写真フイルム株式会社  
 神奈川県南足柄市中沼210番地  
 (72) 発明者 千代 知成  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内  
 (72) 発明者 辻田 和宏  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内  
 (74) 代理人 100073184  
 弁理士 柳田 征史 (外1名)

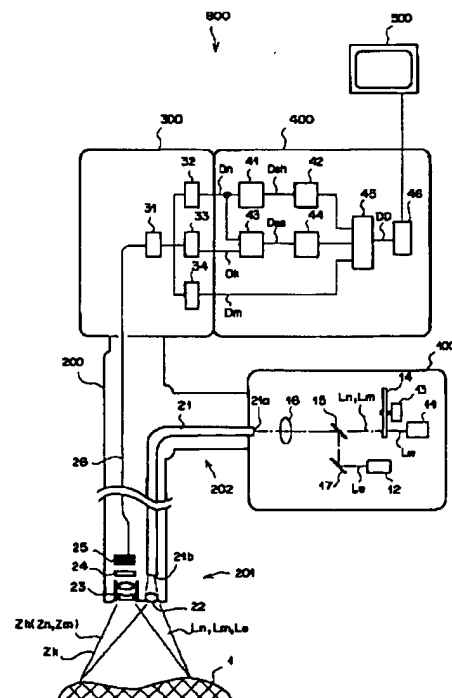
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光画像表示方法および装置

(57) 【要約】

【課題】 蛍光画像表示方法および装置において、信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができるようにする。

【解決手段】 光源100から射出された励起光と参照光とを内視鏡ユニット200を經由して生体組織1に照射し、この生体組織1から発生した蛍光および生体組織1によって反射された反射参照光を撮像素子25によって蛍光画像および反射参照光画像として検出し、反射参照光画像に含まれる正反射光領域を演算ユニット400によって判定し、蛍光画像に基づいて作成された生体組織1の組織性状を表す組織性状画像と共に、この正反射光領域を正常受光領域とは異なった形態で表示器500に表示する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第1の蛍光画像と、前記蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第2の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、前記生体組織までの距離を補正した前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成し、該組織性状画像を表示する蛍光画像表示方法において、前記組織性状画像に含まれる各画像領域について、該領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは前記規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを前記各画像のいずれかに基づいて判定し、前記異常受光領域を前記正常受光領域とは異なる形態で表示することを特徴とする蛍光画像表示方法。

【請求項2】 励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第1の蛍光画像と、前記蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第2の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、前記生体組織までの距離を補正した前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成し、該組織性状画像を表示する蛍光画像表示装置において、前記組織性状画像に含まれる各画像領域について、該領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは前記規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを前記各画像のいずれかに基づいて判定する判定手段と、該判定手段の出力に応じて前記異常受光領域を前記正常受光領域とは異なる形態で表示する異常領域表示手段とを備えたことを特徴とする蛍光画像表示装置。

【請求項3】 前記規定値が、前記反射参照光画像における正反射光の存在を示す反射参照光の強度に基づいて定められたものであることを特徴とする請求項2記載の蛍光画像表示装置。

【請求項4】 前記規定値が、前記各画像のいずれかにおける前記検出の限界に基づいて定められたものであることを特徴とする請求項2記載の蛍光画像表示装置。

【請求項5】 前記規定値が、前記各画像のいずれかにおける有効測定範囲の限界に基づいて定められたものであることを特徴とする請求項2記載の蛍光画像表示装置。

【請求項6】 前記異常領域表示手段が、前記組織性状画像が静止画像として表示されたときにのみ、前記異常受光領域を前記正常受光領域とは異なる形態で表示するものであることを特徴とする請求項2から5のいずれか

1項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項7】 前記組織性状画像が蛍光収率を表すものであることを特徴とする請求項2から6のいずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項8】 前記組織性状画像が規格化蛍光強度を表すものであることを特徴とする請求項2から6のいずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項9】 前記各画像の内少なくとも1つが撮像素子によって光電的に光を検出することにより得られたものであり、

前記検出の限界が、前記撮像素子の出力の飽和値に相当するものであることを特徴とする請求項4、6または7項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項10】 前記有効測定範囲の限界に基づく規定値が、所定距離離れた前記正常組織への前記励起光の照射により該正常組織から発せられた蛍光の検出により得られた前記第1の蛍光画像と前記第2の蛍光画像の少なくとも一方の検出値の平均値に該検出値のバラツキを表す値を加算した値に基づいて定められたものであることを特徴とする請求項5、6または7項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項11】 前記異常領域表示手段が、前記正常受光領域がモノクロ表示されている場合には前記異常受光領域をカラー表示させ、前記正常受光領域がカラー表示されている場合には前記異常受光領域をモノクロ表示させるものであることを特徴とする請求項2から10のいずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項12】 前記異常領域表示手段が、前記異常受光領域の表示を点滅させるものであることを特徴とする請求項2から11のいずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項13】 前記異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段を備えたことを特徴とする請求項2から12のいずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項14】 前記蛍光画像表示装置が生体内に挿入する内視鏡挿入部を有する内視鏡装置であることを特徴とする請求項2から13のいずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項15】 前記励起光を射出する光源を備え、該光源が、GaN系の半導体レーザーであることを特徴とする請求項2から14のいずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、励起光の照射により生体組織から発せられた蛍光に基づいて生体の組織性状を表す画像を表示する蛍光画像表示方法および装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、励起光を生体組織に照射することにより、この生体組織から発生した自家蛍光を画像として検出し、生体の組織性状を観察する装置が知られている。例えば、体腔内の生体組織に波長410nm近傍の励起光を照射し、この励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の強度と、この生体組織が受光した励起光の強度との比率で表される蛍光収率や、励起光の照射により発生した蛍光中の480nm近傍の波長領域の強度と、430nm～730nmに亘る波長領域の強度との比率で表される規格化蛍光強度に基づいて作成された画像によって生体の組織性状を観察する内視鏡装置が提案されている。

【0003】上記蛍光収率は、生体の正常組織および病変組織が同一強度の励起光を受光した場合に正常組織から発生する自家蛍光の強度が病変組織から発生する自家蛍光の強度より高くなることに基づいて病変組織と正常組織との識別を行う指標であり、また、この蛍光収率は同一の被測定部位における励起光の受光強度とこの励起光の受光により発生した自家蛍光の発光強度との比率で表される値なので、励起光を照射する射出点と励起光の照射を受ける生体組織の被測定部位との距離および角度等に影響されない生体の組織性状を表す安定した指標として利用することができる。

【0004】実際に蛍光収率を求めるにあたっては、生体組織が受光した励起光の強度を直接測定することが難しいので、近赤外光等の生体組織に吸収されにくい波長領域を有する参照光の照射を受けた生体組織によって反射された光（以後反射参照光と呼ぶ）の強度によって前記生体組織が受光した励起光の強度を代替し、蛍光収率を求めている。

【0005】すなわち、蛍光収率は、励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光の強度と生体組織が照射を受けた励起光の強度との比率に基づいて求められる値であるが、蛍光収率の近似値として、励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光の強度と参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射参照光の強度との比率に基づいて近似的に蛍光収率の値を求めている。

【0006】一方、規格化蛍光強度は、励起光の照射を受けた生体の正常組織と病変組織とから発生する蛍光のスペクトルの形状が480nm近傍の波長領域において異なることに基づいて正常組織と病変組織との識別を行う指標であり、蛍光収率と同様に、励起光を照射する射出点と励起光の照射を受ける生体組織の被測定部位との距離および角度等に影響されない指標である。

【0007】このように、体腔内の組織性状を画像として観察する内視鏡装置等においては、上記蛍光収率や規格化蛍光強度等の指標を用いて作成した組織性状画像を用いて生体の組織性状を観察している。

【0008】上記蛍光収率を表す画像を作成しようとするときに生体組織に参照光を照射すると生体組織を覆っ

ている粘膜や血液によって参照光が鏡面反射（正反射）され、この反射光（正反射光）が検出光路を伝播して直接検出されることがある。この正反射光が生じた生体組織の領域は、生体組織が受光した励起光の強度を表していない輝度の非常に高い輝点として検出され、この領域からは正確な蛍光収率を表す画像が得られない。したがって、この正反射光による影響を除去する方法が望まれる。

【0009】その一般的な方式としては、偏光フィルタを介して直線偏光とされた光を生体組織に照射し、この生体組織によって反射された光を撮像側にクロスニコルの配置となるように偏光フィルタを配置した光学系を介して撮像することにより、照射された光の偏光方向が保存されている正反射光を除去する方式が知られている。また、偏光フィルタを介して直線偏光とされた光を生体組織に照射し、この生体組織によって反射され撮像素子によって受光された光の輝度が一定レベルを越えた場合に検光子を回転させて受光される正反射光の輝度を低減する方式や、正反射光を含む複数の画像を撮像して、それらの画像上の対応点を検出し、正反射光による輝点が目立たないように画像を合成する画像処理を施す方式等も提案されている。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、生体組織から発生した蛍光の強度の違いに基づいてこの生体の組織性状を表す画像を作成し表示しようとするときには、生体の組織性状が誤って観察されてしまうような画像として表示すると非常に大きな問題となるので、上記方式のように単に正反射光の影響が目立たないように画像を処理しただけでは不十分である。

【0011】例えば、蛍光収率を用いて生体の組織性状を表示しようとする場合には、参照光が正反射された生体組織の領域からは強度の高い反射参照光が検出され、この領域は強度の高い励起光を受光した領域として認識されてしまう。この場合、その領域から発生した蛍光の強度と、その領域から検出された、正反射された反射参照光の強度とは無関係であり、実際にはその領域の生体組織は強度の高い励起光を受光したわけではない。

【0012】この問題に対しては、偏光フィルタを撮像素子の入射光路に挿入することにより正反射光の強度を弱めたり、画像処理によって輝点を目立たなくしたりしただけでは上記問題点は十分に改善されず、正反射光の影響により生体の組織性状を観察するために用いる十分に信頼のできる画像が得られない。

【0013】なお、このように、生体の組織性状を正確に表すことができない領域が生じる問題は、測定装置の検出限界や有効測定範囲の限界を超えて測定が行なわれたときにも発生し、また、この種の課題は生体組織に励起光を照射した際に発生する蛍光（自家蛍光）、および予め蛍光診断薬を吸収させた生体組織に励起光を照射し

た際に発生する蛍光（薬剤蛍光）に共通する課題である。

【0014】本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体の組織性状を表す画像に含まれる生体の組織性状との対応が不正確な領域を明示することにより、信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる蛍光画像表示方法および装置を提供することを目的とするものである。

【0015】

【課題を解決するための手段】本発明の蛍光画像表示方法は、励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第1の蛍光画像と、蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第2の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、生体組織までの距離を補正した組織性状画像を作成し、この組織性状画像を表示する蛍光画像表示方法において、組織性状画像に含まれる各画像領域について、これらの領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを、各画像のいずれかに基づいて判定し、異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示することを特徴とするものである。

【0016】また、本発明の蛍光画像表示装置は、励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第1の蛍光画像と、前記蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第2の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、生体組織までの距離を補正した組織性状画像を作成し、この組織性状画像を表示する蛍光画像表示装置において、組織性状画像に含まれる各画像領域について、これらの領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを各画像のいずれかに基づいて判定する判定手段と、この判定手段の出力に応じて異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示する異常領域表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0017】すなわち、本発明による方法および装置は、規定値以上の光量を受光した信頼性のない異常受光領域を、正常な領域と区別できる方法で表示するようにしたことを特徴とするものである。

【0018】前記規定値は、反射参照光画像における正反射光の存在を示す反射参照光の強度や、前記各画像のいずれかにおける検出の限界や、前記各画像のいずれかにおける有効測定範囲の限界に基づいて定められること

が適切である。

【0019】前記異常領域表示手段は、組織性状画像が静止画像として表示されたときにのみ、異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示するものとすることができる。

【0020】前記組織性状画像は、蛍光収率あるいは規格化蛍光強度を表すものとするのが好ましい。

【0021】前記各画像の内少なくとも1つが撮像素子によって光電的に光を検出することにより得られたものである場合には、前記検出の限界は撮像素子の出力の飽和値に相当するものとすることができる。

【0022】前記有効測定範囲の限界に基づく規定値は、所定距離離れた正常組織への励起光の照射によりこの正常組織から発せられた蛍光の検出により得られた第1の蛍光画像と第2の蛍光画像の少なくとも一方の検出値の平均値にこの検出値のバラツキを表す値を加算した値に基づいて定められることが適切である。

【0023】前記異常領域表示手段は、正常受光領域がモノクロ表示されている場合には異常受光領域をカラー表示させ、正常受光領域がカラー表示されている場合には異常受光領域をモノクロ表示させたりして区別して表示することができる。あるいはまた異常受光領域を点滅して表示するようにしてもよい。

【0024】前記蛍光画像表示装置は、異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段を備えたものとしてもよい。

【0025】前記蛍光画像表示装置は、生体内に挿入する内視鏡挿入部を有する内視鏡装置とすることができる。

【0026】前記励起光の光源は、GaN系の半導体レーザーとしてもよい。なお、GaN系の半導体レーザーの発振波長は400nmから420nmの範囲であることが好ましい。

【0027】なお、有効測定範囲とは、蛍光画像表示装置が有する光学系の性能等に基づいて定められるものであり、例えば光学系の被写界深度等によって定められる生体組織を正しく観察できる範囲等を意味するものである。

【0028】また、所定距離とは有効測定範囲内で最も生体組織に接近したときの距離を意味するものである。

【0029】また、形態とは、例えば色、形、模様、点滅の有無等を意味するものである。

【0030】また、組織性状画像に含まれる各画像領域とは、組織性状画像に含まれる画素の領域、あるいは複数の画素が集まった領域等を意味するものである。

【0031】また、蛍光収率は、必ずしも「励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光の強度とこの生体組織が受光した励起光の強度との比率」によって求められた値である必要はなく、代替光等を用いることにより近似的に求められた値であってもかまわない。なお、上

記近似的に求められた値も蛍光収率と呼ぶことにする。

【0032】

【発明の効果】本発明の蛍光画像表示方法および装置によれば、第1の蛍光画像と、第2の蛍光画像もしくは反射参照光画像とに基づく演算により生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成し、この組織性状画像を表示するにあたり、規定値以上の光量を受光した異常受光領域を規定値未満の光量を受光した正常受光領域とは異なる形態で表示するようにしたので、規定値以上の光量を受光したために生体の組織性状との対応が不正確となった異常受光領域と生体の組織性状との対応が正確な正常受光領域とを容易に識別することができ、正常受光領域のみを観察対象とすることができるので、信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる。

【0033】また、規定値を反射参照光画像における正反射光の存在を示す反射参照光の強度に基づいて定めたり、前記各画像のいずれかにおける検出の限界に基づいて定めたり、前記各画像のいずれかにおける有効測定範囲の限界に基づいて定めたりすれば、異常受光領域をより正確に定めることができる。

【0034】また、異常領域表示手段を、組織性状画像を静止画像として表示させるときにのみ、異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態として表示させるものとすれば、例えば、観察対象となる生体の部位を探しているときには異常受光領域は表示させずに動画像として表示させ、観察対象部位を探し当てた後、その組織性状の詳細を観察するために静止画像として組織性状を表示させたときにのみ異常受光領域を表示させることができる。すなわち、観察者が観察対象部位を探している最中で生体の組織性状に注目していないときには異常受光領域の表示が視野に入ることがないので観察者の負担が軽減される。また、観察対象部位を探しているときには高速な演算処理を行い実時間で（動画像として）異常受光領域を表示させる必要がなく、マイクロプロセッサおよびメモリ等の装置の負担も軽減される。

【0035】また、前記組織性状画像を、蛍光収率あるいは規格化蛍光強度を表すものとすれば、より信頼性の高い組織性状の観察を行うことができる。すなわち、蛍光収率および規格化蛍光強度は生体の組織性状を反映した値であることが知られているので、組織性状画像を蛍光収率により近似させて求めた方が、より信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる。

【0036】また、前記各画像の内少なくとも1つが撮像素子によって光電的に光を検出することにより得られたものであり、この検出の限界を、撮像素子の出力の飽和値に相当するものとすれば、規定値が明確となり異常受光領域をより正確に定めることができる。

【0037】また、有効測定範囲の限界に基づく規定値を、所定距離離れた正常組織への励起光の照射により正常組織から発せられた蛍光の検出により得られた第1の

蛍光画像と第2の蛍光画像の少なくとも一方の検出値の平均値にこの検出値のバラツキを表す値を加算した値に基づいて定められたものとすれば、有効測定範囲の規定値が統計的に求められ、異常受光領域をより正確に定めることができる。

【0038】また、異常領域表示手段を、正常受光領域がモノクロ表示されている場合には異常受光領域をカラー表示させ、正常受光領域がカラー表示されている場合には異常受光領域をモノクロ表示させるものとしたり、異常受光領域の表示を点滅させるものとしたりすれば、異常受光領域をより確実に識別することができる。

【0039】また、蛍光画像表示装置を、異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段を備えたものとすれば、観察者がより観察しやすいように生体の組織性状を表示させることができる。

【0040】また、蛍光画像表示装置を生体内に挿入する内視鏡挿入部を有する内視鏡装置とすれば、生体内部をより容易に観察することができる。

【0041】また、励起光の光源をGa N系の半導体レーザとすれば、装置を小型化し、低コスト化することができる。

【0042】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について、図面を用いて説明する。図1は、本発明の蛍光画像表示方法を実施する蛍光画像表示装置を内視鏡に適用した蛍光内視鏡装置の第1の実施の形態の概略構成を示す図である。

【0043】本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置800は、励起光Leの照射を受けた生体組織1から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第1の蛍光画像である蛍光画像データDkと、参照光Lnの照射を受けた生体組織1によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像である反射参照光画像データDnとに基づく演算により、生体組織1までの距離を補正した生体組織1の組織性状を表す組織性状画像である組織性状画像データDDを作成するものである。この組織性状画像データDDを表示するにあたり、組織性状画像データDDに含まれる各画像領域について、これらの画像領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを、前記各画像、すなわち第1の蛍光画像である蛍光画像データDkと反射参照光画像である反射参照光画像データDnのいずれかに基づいて判定手段である正反射光領域認識器41が判定する。この判定手段である正反射光領域認識器41の出力に応じて、異常領域表示手段である組織性状画像合成器45が異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示する。なお、上記規定値は、反射参照光画像データDnにおける正反射光の存在を示す反射参照光の強度に基づいて定められるものであ

り、規定値以上の光量を受光した異常受光領域は正反射光領域として判定される。

【0044】上記蛍光内視鏡装置800は、2つの互いに異なる波長領域の光を射出する光源を備えた光源ユニット100、光源ユニット100から射出された光を後述する照射光ファイバ21を介して生体組織1に照射し、これらの光の照射を受けた生体組織1によって反射された反射光による像（以後反射光像Z<sub>h</sub>と呼ぶ）および生体組織1から発生した蛍光による像（以後蛍光像Z<sub>k</sub>と呼ぶ）を撮像する内視鏡ユニット200、内視鏡ユニット200によって撮像された反射光像Z<sub>h</sub>および蛍光像Z<sub>k</sub>をデジタル値によって構成される2次元画像データに変換して出力する中継ユニット300、および中継ユニット300から出力された2次元画像データに基づく演算および正反射光領域の判定を行ない生体の組織性状を表す2次元画像データを、この2次元画像データを映像信号に変換して出力する上記正反射光領域認識器41と組織性状画像合成器45とを有する演算ユニット400を備えている。

【0045】光源ユニット100には、波長780nm近傍の近赤外領域の光の波長と可視領域の光の波長とを含む白色光L<sub>w</sub>を射出する白色光光源11および410nmの波長の励起光L<sub>e</sub>を射出する励起光光源12が配設されており、白色光光源11から射出された白色光L<sub>w</sub>は、異なる波長透過特性を持つ複数のフィルタが一体に結合されモータ13の主軸に取り付けられた回転フィルタ14と、410nm以下の波長領域の光を反射し410nmを越える波長領域の光を透過するダイクロイックミラー15とを透過して集光レンズ16によって集光された後、照射光ファイバ21の端面21aに入射する。一方、励起光光源12から射出された励起光L<sub>e</sub>は反射ミラー17およびダイクロイックミラー15によって反射された後、集光レンズ16により集光されて照射光ファイバの端面21aに入射する。

【0046】なお、回転フィルタ14は図2に示すように、近赤外の波長領域の光のみを透過させるNIRフィルタ、赤色の波長領域の光のみを透過させるRフィルタ、緑色の波長領域の光のみを透過させるGフィルタ、青色の波長領域の光のみを透過させるBフィルタおよび光を遮断するSKフィルタ（遮光フィルタ）からなり、この回転フィルタ14が回転することにより白色光光源11から射出された白色光L<sub>w</sub>は、図3のタイミングチャートに示すように近赤外光L<sub>n</sub>、赤色光L<sub>r</sub>、緑色光L<sub>g</sub>、青色光L<sub>b</sub>に分離され（以後近赤外光L<sub>n</sub>を参照光L<sub>n</sub>と呼び、赤色光L<sub>r</sub>、緑色光L<sub>g</sub>、青色光L<sub>b</sub>を合わせて面順次光L<sub>m</sub>と呼ぶ）、これらの分離された光は順次照射光ファイバ21の端面21aに入射する。そして、SKフィルタによって白色光L<sub>w</sub>が遮光されている間に励起光光源12から射出された励起光L<sub>e</sub>はミラー17およびダイクロイックミラー15を経由して端面

21aに入射する。

【0047】内視鏡ユニット200は、屈曲自在な先端部201と、光源ユニット100および中継ユニット300が接続された操作部202とから構成され、照射光ファイバ21が先端部201から操作部202に亘ってその内部に敷設されている。

【0048】照射光ファイバ21の端面21aに入射した参照光L<sub>n</sub>、面順次光L<sub>m</sub>および励起光L<sub>e</sub>は、照射光ファイバ21の内部を伝搬して端面21bから射出され照射レンズ22を通して生体組織1に照射される。

【0049】参照光L<sub>n</sub>および面順次光L<sub>m</sub>の照射を受けた生体組織1によって反射された反射参照光による生体組織1の像（以後、反射参照光像Z<sub>n</sub>と呼ぶ）および反射面順次光による生体組織1の像（以後、面順次光像Z<sub>m</sub>と呼ぶ）は、対物レンズ23によって撮像素子25の受光面上に結像され撮像されて電気的な画像信号に変換されケーブル26によって中継ユニット300に伝送される。同様に励起光L<sub>e</sub>が照射された生体組織1から発生した410nmを超え700nm近傍に亘る波長領域の蛍光によって形成される蛍光像Z<sub>k</sub>も、対物レンズ23によって撮像素子25の受光面上に結像され撮像されて電気的な画像信号に変換されケーブル26によって中継ユニット300に伝送される。なお、対物レンズ23と撮像素子25との間には410nmの波長を遮断し410nmを越える波長領域の光を透過する励起光カットフィルタ24が配設されており蛍光像Z<sub>k</sub>に混入して対物レンズに入射した反射励起光（励起光の反射光）はこの励起光カットフィルタ24によって遮断される。

【0050】中継ユニット300には、ケーブル26によって伝送された各画像信号をデジタル値に変換するA/D変換器31、A/D変換器31によってデジタル値に変換された反射参照光像Z<sub>n</sub>の2次元画像データを反射参照光画像データD<sub>n</sub>として記憶する反射参照光画像メモリ32、A/D変換器31によってデジタル値に変換された蛍光像Z<sub>n</sub>の2次元画像データを蛍光画像データD<sub>k</sub>として記憶する蛍光画像メモリ33、およびA/D変換器31によってデジタル値に変換された面順次光像Z<sub>m</sub>の2次元画像データを面順次光画像データD<sub>m</sub>として記憶する面順次光画像メモリ34が配設されている。

【0051】演算ユニット400には、反射参照光画像データD<sub>n</sub>を入力して、この反射参照光画像データD<sub>n</sub>に含まれる正反射光の影響を受けた領域を認識する正反射光領域認識器41、正反射光領域認識器41によって認識された正反射光領域を表す正反射光領域データD<sub>sh</sub>を記憶する正反射光領域メモリ42、反射参照光画像データD<sub>n</sub>と蛍光画像データD<sub>k</sub>とを入力し生体の組織性状を表す蛍光収率画像データD<sub>ss</sub>を求める蛍光収率演算器43、および蛍光収率演算器43によって求められた蛍光収率画像データD<sub>ss</sub>を記憶する蛍光収率画像

メモリ44が記設されており、正反射光領域メモリ42に記憶された正反射光領域データDsh、蛍光収率画像メモリ44に記憶された蛍光収率画像データDssおよび面順次光画像メモリ34に記憶された面順次光画像データDmは組織性状画像合成器45に入力され、それぞれの画像データが重ね合わされて1つの画像になるように変換され、さらに映像信号処理回路46によって映像信号に変換されて出力される。

【0052】演算ユニット400から出力された映像信号は表示器500に入力され表示される。

【0053】次に、上記実施の形態における作用について説明する。なお、上記構成は、蛍光画像を得るために波長410nmの励起光を生体組織に照射し、反射参照光画像を得るために波長780nmの近赤外光を参照光として生体組織に照射するものであり、面順次光は生体組織の色および形を観察するために付加的に生体組織に照射するものである。

【0054】光源ユニット100から射出され内視鏡ユニット200を経由して照射された励起光Leによって生体組織1から発生した蛍光により形成された生体組織1の蛍光像Zkと、光源ユニット100から射出され内視鏡ユニット200を経由して照射された参照光Lnおよび面順次光Lmが生体組織1によって反射されることにより形成された生体組織1の反射参照光像Znおよび面順次光像Zmとは撮像素子25によって撮像され、中継ユニット300に伝送されてデジタル値からなる2次元画像データに変換され、それぞれ蛍光画像メモリ33、反射参照光画像メモリ32および面順次光画像メモリ34に記憶される。

【0055】反射参照光画像メモリ32に記憶された反射参照光像Znを表す反射参照光画像データDnは正反射光領域認識器41に入力され、この反射参照光像Znの中の強度が極めて高い領域に対応する反射参照光画像データDnの中の画素領域、すなわち図4に示すように各画素位置における強度の中で予め設定された閾値Q以上となる強度を持つ画素領域Zが正反射光領域として認識され、この領域は正反射光領域データDshとして正反射光領域メモリ42に記憶される。

【0056】一方、上記反射参照光画像メモリ32に記憶された反射参照光画像データDnおよび蛍光画像メモリ33に記憶された蛍光像Zkを表す蛍光画像データDkは蛍光収率演算器43に入力され、同じ画素位置に対応する蛍光画像データDkの値と反射参照光画像データDnの値との間で除算を行うことにより（すなわち、蛍光画像データDkの値と反射参照光画像データDnの値との比率を求めることにより）蛍光収率画像データDssが求められる。すなわち $Dss = Dk / Dn$ の演算が全ての画素位置について行われ蛍光収率画像データDssの値が求められる。

【0057】なお、この蛍光収率画像データDssは、

生体組織が受光した励起光の強度とこの励起光の照射により発生した蛍光の強度との比率である蛍光収率を表す2次元画像データと同等のものであり、生体組織が受光した励起光の強度を直接測定することは難しいので、生体組織によって反射された反射参照光の強度を生体組織が受光した励起光の強度の代わりに用いて蛍光収率を求めたものである。そして、この蛍光収率画像データDssは蛍光収率画像メモリ44に記憶される。

【0058】次に、このようにして求められた、正反射光領域データDsh、蛍光収率画像データDssおよび面順次光画像データDmは組織性状画像合成器45に入力される。ここで、正反射光領域データDshは図5

(a)に示すように参照光が生体組織で正反射された領域P1、P2を表すデータであり、蛍光収率画像データDssは生体の組織性状を表し図5(b)に示すように病変組織の領域P3、P4を示す画像データで、正反射光の影響により病変組織と類似した形態で表示される正反射光の影響を受けた領域P1'、P2'も含む画像データである。また、面順次光画像データDmは図5

(c)に示すように生体組織の通常観察される色および形状を表す画像データでありP5、P6は面順次光が生体組織で正反射され輝点として表された領域を示す。

【0059】上記3種類のデータが組織性状画像合成器45に入力されると、図6に示すように、面順次光画像データDmの表す生体組織が通常観察される画像（明るい部分が0に近い値を持ち暗い部分が大きな値を持つ画像）上に、蛍光収率画像データDssによって病変組織として識別された領域P3およびP4を有する画像（正常組織が0に近い値を持ち病変組織が大きな値を持つ画像）が加えられる。そして、正反射光領域データDshが表すP1、P2の領域、すなわち面順次光画像データDmが表すP5、P6および蛍光収率画像データDssが表すP1'、P2'と重なる領域は、病変組織として識別されたP3およびP4の領域と明確に区別ができるように予め定められた特定の正反射光表示態様W1およびW2（領域の周辺に突起を持ち領域内が暗く表示される表示態様）によって表示される図7に示すような画像が合成され組織性状画像データDDとして出力される。

【0060】そして組織性状画像データDDは映像信号処理回路46により映像信号に変換され演算ユニット400から出力されて表示器500によって表示される。この正反射光領域を表す予め定められた特定の正反射光表示態様は、生体の組織性状を病変組織と区別し得る表示態様とすれば良く、例えば正反射光領域を枠で囲い面順次光画像データに含まれる正反射光による輝点がこの枠内に見えるような表示形態であっても良い。また、上記表示される画像は、内視鏡先端部が移動していても、常に組織性状を表す画像と共に正反射光領域が予め定められた特定の表示形態により表示されるので信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる。



【0061】なお、上記組織性状画像を動画像として観察しているときには上記正反射光領域を予め定められた表示形態により表示する処理を行わず、静止画像として観察するときのみ正反射光領域を予め定められた表示形態により表示する処理を行なうようにすることもできる。

【0062】また、上記組織性状を表す組織性状画像データDDは正反射光領域を表す正反射領域データD<sub>sh</sub>および生体組織の組織性状を表す蛍光収率画像データD<sub>ss</sub>の2種類のデータを用いて作成されたものであってもよい。この場合には、図8に示すように上記蛍光像Z<sub>k</sub>および反射参照光像Z<sub>n</sub>を対物レンズ23および励起光カットフィルタ24を通して一旦イメージファイバ27の端面27cに結像させイメージファイバ27内を通して他端の端面27dに伝播し、結像レンズ35および可視光の波長領域と近赤外の波長領域とを分離するダイクロミックミラー36を介して、それぞれの波長領域毎に蛍光像Z<sub>k</sub>と反射参照光像Z<sub>n</sub>とに分離して撮像素子37および撮像素子38上に結像させ撮像して画像信号を得ることができる。

【0063】なお、上記組織性状画像は生体の組織性状を表す蛍光画像と正反射光領域を表す反射参照光画像とに基づいて求められたものであればどのような種類の画像であっても良く、例えば、正反射光領域を表す反射参照光画像として410nmの波長の励起光あるいは赤色の波長領域の参照光を生体組織に照射することによって作成された正反射光領域を表す反射参照光画像を用いたり、生体の組織性状を表す蛍光画像として励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の特定の波長領域の強度をこの蛍光の全波長領域の強度で除算した規格化蛍光強度を表す画像等を用いたりすることにより組織性状画像を求めることもできる。ただし、この規格化蛍光強度を求めるためには蛍光像を特定の波長領域で分光して検出する光学系を付加する必要がある。

【0064】また、前記正反射光領域の認識方式は上記実施の形態で述べた方式に限らず微分オペレータを用いた画像処理等を採用して正反射が生じた領域を認識してもよい。

【0065】また、本発明の蛍光画像測定方法および装置は、蛍光内視鏡に限らずコルポスコープ、手術用顕微鏡等にも適用することができる。

【0066】次に、本発明による蛍光画像表示方法を実施する蛍光画像表示装置を内視鏡に適用した蛍光内視鏡装置の第2の実施の形態について図9を用いて説明する。

【0067】第2の実施の形態の蛍光内視鏡装置900は、励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域である波長帯域430nm～530nmにおいて検出することにより得られた第2の蛍光像である狭帯域蛍光画像と、上記蛍光を上記特定の波長領域

とは異なる波長領域である波長帯域430nm～730nmにおいて検出することにより得られた第1の蛍光画像である広帯域蛍光画像と、参照光である近赤外光が含まれる白色光が照射された生体組織によって反射された光を近赤外の波長帯域である波長帯域750nm～900nmにおいて検出することにより得られた反射参照光画像であるIR反射参照光画像とに基づく演算により、生体組織までの距離を補正した生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成し、この組織性状画像を表示するにあたり、この組織性状画像に含まれる各画像領域について、これらの画像領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを前記各画像、すなわち第2の蛍光画像である狭帯域蛍光画像と、第1の蛍光画像である広帯域蛍光画像と、反射参照光画像であるIR反射参照光画像とに基づいて判定する判定手段である画像判定ユニット180と、この画像判定ユニット180の出力に応じて異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示する異常領域表示手段である画像合成器190とを有するものである。なお、上記規定値は、IR反射参照光画像における検出の限界、狭帯域蛍光画像および広帯域蛍光画像における有効測定範囲の限界に基づいて定められる。

【0068】上記蛍光内視鏡装置900は、生体内に挿入される内視鏡挿入部100、可視光の波長領域と近赤外光の波長領域とを含む光を発する白色光光源、および生体組織から蛍光を発生させる波長410nm近傍の励起光を発する励起光光源を備えた照明ユニット110、上記生体組織から発生した蛍光による像および生体組織により反射された近赤外光による像を撮像する撮像ユニット120、撮像ユニット120によって撮像された画像に基づいて生体の組織性状を表す組織性状画像を作成する組織性状画像作成ユニット130、内視鏡挿入部100内に配置された撮像素子によって撮像された、目視により得られる画像と同等の画像である通常画像を表示するための信号処理を行う通常画像処理ユニット140、上記各ユニットに接続され、動作タイミングの制御を行うコントローラ150、通常画像処理ユニット140で処理された通常画像を可視画像として表示する映像モニタ160、撮像ユニット120によって撮像された画像を入力し、画像中の領域について異常受光領域であるか、あるいは正常受光領域であるかを判定する判定手段である前記画像判定ユニット180、組織性状画像作成ユニット130から出力された組織性状画像と、画像判定ユニット180から出力された判定結果とを入力し、組織性状画像中の異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示させる異常領域表示手段である前記画像合成器190、画像合成器190から出力された合成画像を通常画像処理ユニット140のビデオ信号発生回路144を経由して入力し可視画像として表示する映像

モニタ170から構成されている。

【0069】内視鏡挿入部100は、ライトガイド101、CCDケーブル102およびイメージファイバ103を内部に有し、ライトガイド101の端面の前方には照明レンズ104が備えられており、また、石英ガラスファイバによって形成されているイメージファイバ103の端面の前方には集光レンズ106が備えられている。また、CCDケーブル102の一端には、カラーモザイクフィルタがオンチップされたCCD撮像素子107が接続され、このCCD撮像素子107には、プリズム108が接合されている。ライトガイド101は、多成分ガラスファイバによって形成されている白色光ライトガイド101Aおよび石英ガラスファイバによって形成されている励起光ライトガイド101Bがバンドルされケーブル状に一体化されており、内視鏡挿入部100の外部に配置されているライトガイド101の他端は照明ユニット110へ接続されている。また、内視鏡挿入部100の外部に配置されているCCDケーブル102の他端は通常画像処理ユニット140に接続され、イメージファイバ103の他端は撮像ユニット120へ接続されている。

【0070】照明ユニット110は、白色光J1を発生する白色光光源111、この白色光光源111に電力を供給する電源112、蛍光画像撮像用の励起光J2を発生するGaN系半導体レーザ114およびこのGaN系半導体レーザ114に電力を供給する電源115を備えている。

【0071】撮像ユニット120は、イメージファイバ103中を伝播して入射した蛍光J3から励起光の波長領域を含む420nm以下の波長帯域をカットする励起光カットフィルタ121、互いに異なる波長特性を持つ3種類の光学フィルタが組み合わされ一体化された回転フィルタ122、この回転フィルタ122を回転させるフィルタ回転装置124、回転フィルタ122を透過した蛍光像またはIR反射参照光像を撮像するCCD撮像素子125、およびこのCCD撮像素子125で撮像された信号をデジタル化し、その値を出力するA/D変換回路126を備えている。

【0072】上記回転フィルタ122は図10に示すような、波長帯域430nm~730nmの光を透過させる広帯域フィルタ122Aと、波長帯域430nm~530nmの光を透過させる狭帯域フィルタ122Bと、波長帯域750nm~900nmの光を透過させるIR帯域フィルタ122Cとから構成されている。広帯域フィルタ122Aは、広帯域蛍光画像撮像用のフィルタであり、狭帯域フィルタ122Bは、狭帯域蛍光画像撮像用のフィルタであり、IR帯域フィルタ122Cは、IR反射参照光画像撮像用のフィルタである。この回転フィルタ122は、白色光J1が照射されているときには、白色光J1の光路中にIR帯域フィルタ122Cが

配置され、励起光J2が照射されているときには、広帯域フィルタ122Aおよび狭帯域フィルタ122Bが励起光J2の光路中に順次配置されるように、コントローラ150によってフィルタ回転装置124が制御されている。

【0073】CCD撮像素子125は、500×500画素の撮像素子であり、コントローラ150の制御によりIR反射参照光画像を撮像する際には、通常の読み出しを行うが、蛍光画像を撮像する際には、1画素当たりの受光光量を増加させるために、5×5個分の画素の出力を加算した上で読み出すビニング読み出しを行う。このため、蛍光画像を撮像する際には、見かけ上は100×100画素の撮像素子として動作する。

【0074】このように、読み出し方法が異なるため、IR反射参照光画像を構成する画素数は500×500画素であるのに対し、狭帯域蛍光画像および広帯域蛍光画像を構成する画素数は100×100画素となる。

【0075】組織性状画像作成ユニット130は、回転フィルタ122を通して撮像されA/D変換回路126によってデジタル化された3種類の画像信号(狭帯域蛍光画像、広帯域蛍光画像およびIR反射参照光画像)を記憶する画像メモリ127、上記2種類の蛍光画像間の除算を行ない(すなわち、上記2種類の蛍光画像間の比率を求め)この除算により求められた規格化蛍光強度の値を、予め内部に記憶されているルックアップテーブルによって色に対応させ、可視画像として表示させるときの色信号に変換して出力する色演算部131、IR反射参照光画像の値を予め内部に記憶されているルックアップテーブルによって輝度に対応させ、可視画像として表示させるときの輝度信号に変換して出力する輝度演算部132、色信号と輝度信号とに基づいて組織性状画像を作成する組織性状画像作成部133、およびこの組織性状画像を記憶する組織性状画像メモリ134から構成されている。

【0076】なお、画像メモリ127は、図示省略した狭帯域蛍光画像記憶領域、広帯域蛍光画像記憶領域およびIR反射参照光画像記憶領域から構成されており、広帯域フィルタ122Aを光路中に配置した状態において励起光J2を照射して撮像した蛍光画像はA/D変換回路126によってデジタル値に変換され広帯域蛍光画像として広帯域蛍光画像記憶領域に保存され、狭帯域フィルタ122Bが光路中に配置された状態において励起光J2を照射して撮像した蛍光画像はA/D変換回路126によってデジタル値に変換されて狭帯域蛍光画像として狭帯域蛍光画像記憶領域に保存される。また、IR帯域フィルタ122Cが光路中に配置された状態において白色光J1を照射して撮像した反射参照光画像はA/D変換回路126によってデジタル値に変換されてIR反射参照光画像としてIR反射参照光画像記憶領域に保存される。

【0077】画像判定ユニット180は、上記狭帯域蛍光画像内の規定値以上の光量を受光した領域を判定する有効測定範囲判定器181、広帯域蛍光画像内の規定値以上の光量を受光した領域を判定する有効測定範囲判定器182およびIR反射参照光画像内の規定値以上の光量を受光した領域を判定するオーバーフロー判定器183、これら3つの個別の判定器による判定結果に基づき異常受光領域を判定する異常受光領域判定器184、異常受光領域の判定結果である異常受光領域の位置情報を記憶する異常受光領域メモリ185を備えている。

【0078】画像合成器190は、組織性状画像メモリ134に記憶された組織性状画像と異常受光領域メモリ185に記憶された異常受光領域の位置情報とを入力し、組織性状画像上に異常受光領域が表示されている画像を合成して合成画像として出力する。

【0079】通常画像処理ユニット140は、CCD撮像素子107で撮像された画像信号をデジタル化するA/D変換回路142、デジタル化された通常画像を保存する通常画像メモリ143、通常画像メモリ143から出力された通常画像および上記画像合成器190から出力された合成画像をビデオ信号に変換するビデオ信号発生回路144を備えている。

【0080】以下、上記構成による蛍光内視鏡装置900の作用について説明する。まず、通常画像を撮像し表示する場合を説明し、次に反射参照光画像の撮像および蛍光画像の撮像を行なう場合を説明する。その後、合成画像を形成し表示する場合について説明する。

【0081】蛍光内視鏡装置900においては、通常画像およびIR反射参照光画像の撮像と、蛍光画像の撮像とを時分割することにより順次行う。通常画像およびIR反射参照光画像の撮像時には、コントローラ150から出力された信号に基づき電源112が駆動され、白色光源111から参照光である近赤外光を含む白色光J1が射出される。白色光J1は、レンズ113を通して白色光ライトガイド101Aに入射し、内視鏡挿入部の先端100Aまで導光された後、照明レンズ104から生体組織1に向けて照射される。

【0082】生体組織1によって反射された白色光J1の反射光J4は対物レンズ105によって集光され、プリズム108の斜面によって反射されてカラーモザイクフィルタを通してCCD撮像素子107上に結像され撮像される。CCD撮像素子107によって撮像された通常画像は、A/D変換回路142によってデジタル値に変換された後、通常画像メモリ143に保存される。通常画像メモリ143に保存された通常画像は、ビデオ信号発生回路144によってビデオ信号に変換され、映像モニター160によって可視画像として表示される。上記一連の動作は、コントローラ150によって制御される。

【0083】一方、上記生体組織1によって反射され集

光レンズ106により集光された近赤外光を含む白色光J1の反射光J5は、イメージファイバ103の端面に入射し、イメージファイバ103を通過してレンズ128により集光され、励起光カットフィルタ121および回転フィルタ122のIR帯域フィルタ122Cを透過してCCD撮像素子125上に結像される。

【0084】IR帯域フィルタ122Cは、波長帯域750nm~900nmの光のみを透過させるバンドパスフィルタなので、反射光J5がIR帯域フィルタ122Cを透過すると、反射参照光のみが抽出されCCD撮像素子125上にはIR反射参照光像のみが結像される。

【0085】CCD撮像素子125上に結像され撮像されたIR反射参照光像は、光電変換されA/D変換回路126によってデジタル信号に変換された後、画像メモリ127のIR反射参照光画像記憶領域に保存される。

【0086】次に、蛍光像を撮像する場合について説明する。コントローラ150から出力された信号に基づいて電源115が駆動され、GaN系半導体レーザ114から波長410nmの励起光J2が射出される。励起光J2は、レンズ116を通して励起光ライトガイド101Bに入射し、内視鏡挿入部の先端100Aまで導光された後、照明レンズ104を通して生体組織1に向けて照射される。

【0087】励起光J2の照射を受けて生体組織1から発生した蛍光J3は、集光レンズ106によって集光されてイメージファイバ103の先端に入射し、イメージファイバ103を伝播してレンズ128によって集光され、励起光カットフィルタ121を通して回転フィルタ122の広帯域フィルタ122Aと狭帯域フィルタ122Bとを順次時分割して透過する。

【0088】広帯域フィルタ122Aを透過した蛍光および狭帯域フィルタ122Bを透過した蛍光は、順次時分割してCCD撮像素子125によって受光され、光電変換された後、ビニング読み出しにより5×5画素分の信号が加算されて読み出され、A/D変換回路126によってデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像は画像メモリ127の広帯域蛍光画像記憶領域および狭帯域蛍光画像記憶領域に保存される。上記のようにビニング読み出しを行なうことにより光強度の弱い蛍光像を精度良く撮像することができるが、撮像された画像の画素数は、通常読み出しを行った場合の1/25である100×100画素となる。

【0089】以下、合成画像を作成する場合について説明する。まず、組織性状画像作成ユニット130の色演算部131では、画像メモリ127に記憶されている狭帯域蛍光画像と広帯域蛍光画像とを入力し、各対応する画素毎に狭帯域蛍光画像の値を広帯域蛍光画像の値で除算して規格化蛍光強度を求め、予め色演算部131内に記憶されている色ルックアップテーブルを参照して規格

化蛍光強度の値を色信号に変換し、その後、一つの画素に対応する色信号を、 $5 \times 5$ 個の画素に対応する色信号に変換し、画素数を $100 \times 100$ 画素から $500 \times 500$ 画素に戻した色信号から構成される色信号画像として出力する。

【0090】輝度演算部132では、画像メモリ127のIR反射参照光画像記憶領域に保存されているIR反射参照光画像の値を予め画像メモリ127の内部に記憶されている輝度ルックアップテーブルを参照して各画素毎に輝度信号に変換し、これらの輝度信号から構成される輝度信号画像として出力する。

【0091】組織性状画像作成部133は、上記色信号画像と輝度信号画像とを入力し、これらの画像に基づいて組織性状画像を作成し、この組織性状画像は組織性状画像メモリ134に記憶される。

【0092】次に、画像判定ユニット180および画像合成器190の作用について説明する。

【0093】A/D変換回路126によってデジタル値に変換されて出力された狭帯域蛍光画像、広帯域蛍光画像およびIR反射参照光画像は、上記画像メモリ127 20に入力されると共に、それぞれ有効測定範囲判定器181、有効測定範囲判定器182、およびオーバーフロー判定器183にも入力される。

【0094】有効測定範囲判定器181に入力された狭帯域蛍光画像および有効測定範囲判定器182に入力された広帯域蛍光画像は有効測定範囲の限界に基づいて定められた規定値と比較され限界越領域が求められる。この規定値は予め次のような方式によって求められ、有効測定範囲判定器181および有効測定範囲判定器182 30に記憶されている。

【0095】すなわち、蛍光内視鏡装置900を用いて生体組織から発生する蛍光を観察するときに受光する最大の光量は、蛍光内視鏡装置の内視鏡挿入部の先端100Aを仕様に基づき生体組織に最も接近させたときに生体の正常組織から発生する蛍光を受光したときの光量であり、蛍光内視鏡装置900によって生体の組織性状を観察する場合の生体組織に先端100Aを接近させる距離の限界は蛍光内視鏡装置900の仕様によって予め2mmと定められており、それ以上生体組織に接近した場合には、正確に生体の組織性状を観察することができなくなる。

【0096】したがって、内視鏡挿入部の先端100Aを生体組織に接近させたときに正常組織から受光される蛍光の受光光量が、仕様上の有効測定範囲において想定される最大の受光光量を超えた場合には、先端100Aと生体組織との距離が2mm以内に接近したとみなされ、この領域は正確に生体の組織性状を観察することができない限界越領域とされる。

【0097】この限界越領域を定めるための規定値は、予め別の方式によって正常組織と判定されている所定距 50

離離れた位置に存在する生体組織へ励起光を照射し、この励起光の照射によって上記生体組織から発せられた蛍光の強度を検出し、この検出値の平均値に、検出値のバラツキを表す値を加算することによって定められる。すなわち、この規定値は、内視鏡挿入部の先端100Aを生体の正常組織から仕様上の接近限界である2mm離れた状態において、励起光を複数回この正常組織に向けて照射し、この励起光の照射を受けた正常組織から発生した蛍光の強度を測定したときの平均値Mとその標準偏差 $\sigma$ とから求められ、 $E = M + 2\sigma$ の式によって定めることができる。

【0098】有効測定範囲判定器181に記憶されている規定値は、上記方式を正常組織から発せられた波長帯域430nm～530nmの蛍光の検出に適用して求めたものであり、この規定値によって狭帯域蛍光画像における有効測定範囲の限界が定められる。有効測定範囲判定器182に記憶されている規定値は、上記方式を正常組織から発せられた波長帯域430nm～730nmの蛍光の検出に適用して求めたものであり、この規定値によって広帯域蛍光画像における有効測定範囲の限界が定められる。

【0099】一方、オーバーフロー判定器183に入力されたIR反射参照光画像はこの反射参照光画像の検出の限界に基づいて定められた規定値と比較されて限界越領域が求められる。このIR反射参照光画像の検出の限界は、IR反射参照光画像を検出する撮像素子の出力の飽和値に相当するものとして定められ、この検出の限界に基づく規定値は、予め次のような方式によって求められオーバーフロー判定器183に記憶されている。

【0100】すなわち、撮像ユニット120から出力されるIR反射参照光画像を表す信号は、CCD撮像素子125から出力されるIR反射参照光画像を表すアナログ信号をA/D変換回路126によってデジタル値に変換したものであるが、このA/D変換回路が入力したアナログ信号の値が（すなわち検出された反射参照光の強度が）このA/D変換回路が変換可能なアナログ信号の値以上となり、デジタル出力が飽和した値となったときには、その画像領域は正確に生体の組織性状を観察することができない領域とみなされるので、このデジタル出力の飽和値が検出の限界に基づく規定値として定められる。例えば10ビットのA/D変換回路を用いる場合には飽和値は1024となるので、この値がオーバーフロー判定器183の規定値として定められる。

【0101】図11に示すように、上記有効測定範囲判定器181、有効測定範囲判定器182、およびオーバーフロー判定器183によって、それぞれの規定値を参照して取得された限界越領域U1、U2、U3を含む画像H1、H2、H3は、異常受光領域判定器184に入力されると、それぞれの画像に含まれる限界越領域の論理積が求められて異常受光領域U4が定められる。異常

受光領域判定器184によって定められた異常受光領域の位置情報は異常受光領域メモリ185に記憶される。

【0102】画像合成器190は、異常受光領域メモリ185に記憶されている異常受光領域の位置情報と、組織性状画像メモリ134に記憶されている組織性状画像とを入力し、図12に示すようにカラー表示される組織性状画像S中に、異常受光領域U4'を白色で表示させるように合成画像を形成する。

【0103】合成された合成画像は画像合成器190から出力され、ビデオ信号発生回路144に輸入される。ビデオ信号発生回路144によってビデオ信号に変換された上記合成画像は、映像モニタ170に表示される。上記一連の動作は、コントローラ150によって制御される。

【0104】なお、上記ビデオ信号発生回路144は、上記合成画像の信号処理および通常画像メモリ143から出力される通常画像の信号処理の両方の処理を行うものである。

【0105】上記のように表示された合成画像の色は規格化蛍光強度、すなわち生体組織の病変化を表し、一方、輝度は生体組織によって反射された光の強度、すなわち生体組織の形状を表すので、1枚の画像に、生体組織の病変化に関する情報と形状に関する情報とを合成して表示することができる。

【0106】さらに、上記のように映像モニタ170にカラー表示された生体の組織性状を表す映像中に生体の組織性状を正確に表していない異常受光領域が白色で表示されるので、観察者が生体の組織性状を誤って判断することを防止することができ、信頼性の高い生体の組織性状の観察を行なうことができる。

【0107】また、励起光J2の光源として、GaN系半導体レーザ112を用いたため、安価で小型な光源により励起光を照射することができる。また、励起光の波長を、410nmとしたため、生体組織1から効率良く蛍光が発せられる。

【0108】なお、上記規格化蛍光強度を用いる代わりに、広帯域蛍光画像の画素の値をIR反射参照光画像の画素の値で除算して求めた蛍光収率の値を色信号に割り当て、IR反射参照光画像の画素の値を輝度信号に割り当てて組織性状画像を作成してもよい。

【0109】また、組織性状画像作成ユニット130における組織性状画像の作成は、必ずしも色演算部131と輝度演算部132の両方を用いて、色信号と輝度信号とからなる組織性状画像を作成する必要はなく、色演算部131を用いずに、狭帯域蛍光画像の画素の値を広帯域蛍光画像の対応する画素の値で除算して求めた規格化蛍光強度の値、あるいは広帯域蛍光画像の画素の値をIR反射参照光画像の画素の値で除算して求めた蛍光収率の値を輝度信号に割り当てて組織性状画像を作成し、組織性状画像を無彩色のモノクロ表示させ、異常受光領

域をカラー表示させるように画像合成器190によって合成画像を作成することもできる。

【0110】また、上記各画像の画素の値の色信号または輝度信号への割り当ては、閾値を設けて各画素の値を2値化して2値表示させることもでき、上記実施の形態のように、各画素の値を連続値として割り当てることにより連続した色または輝度の変化として表示させることもできる。

【0111】また、画像判定ユニット180によって定められる限界越領域は、各画像（すなわち第2の蛍光画像である狭帯域蛍光画像、第1の蛍光画像である広帯域蛍光画像、反射参照光画像であるIR反射参照光画像）と、有効測定範囲の限界や検出の限界等をどのように組み合わせる求めたものであってもよく、また有効測定範囲の限界や検出の限界以外にも正反射光の存在を示す反射参照光の強度に基づいて限界越領域を定めてもよい。また異常受光領域判定器184によって定められる異常受光領域は、上記のような各限界越領域の論理積によって定める場合に限らず、各限界越領域の論理和によって定めたり、特定の限界越領域に基づいて定めてもよい。

【0112】また、画像合成器190による組織性状画像への異常受光領域の合成を、合成画像を静止画像として表示しているときのみ行ない、映像モニタ170上に生体の組織性状が静止画像として表示されているときには異常受光領域が表示されるが、映像モニタ170上に生体の組織性状が動画像として表示されているときには異常受光領域が表示されないようにすることもできる。上記静止画像と動画像との切り替えは蛍光内視鏡装置を操作するときの手元スイッチやフットスイッチによって行なうようにすることができる。

【0113】また、図13に示すように蛍光内視鏡装置に異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段である表示切替スイッチ191を設け、異常受光領域を表示させたくないときには、表示切替スイッチ191を非表示側に切り替えることにより、異常受光領域が表示されないようにすることもできる。すなわち、表示切替スイッチ191を非表示側に切り替えると、この表示切替スイッチ191から非表示信号が出力され、この非表示信号を入力した画像合成器190は、組織性状画像内への異常受光領域の合成を中断し、組織性状画像のみが画像合成器190から合成画像として出力されるようにすることもできる。なお、このとき非表示信号はコントローラ150にも出力され、非表示信号を入力したコントローラ150は画像判定ユニット180を制御し、画像判定ユニット180で行なわれている異常受光領域を定めるための処理も中断されるようにしてもよい。これにより画像判定ユニット180内で行なわれる処理の負担を軽減することができる。

【0114】また、映像モニタ170上に表示される異常受光領域が観察者の希望する形態（色、形、模様、点

滅の有無等)で表示されるように、組織性状画像と異常受光領域とを画像合成器190によって合成するとき異常受光領域の表示形態を観察者が選択できるようにしてもよい。

【0115】なお、有効測定範囲判定器、オーバーフロー判定器、および異常受光領域判定器等における判定は、各画素単位で行うことに限定されず、観察者の所望する任意の縦横n×m画素単位で行ったり、あるいは演算量を考慮して、適当に画素を間引いて比較を行なうようにすることもできる。画素を間引いた場合などには、近傍の判定結果により補完表示を行えばよい。また、観察者が注目している領域のみの判定を行なうようにすることもでき、判定を行っていない領域の表示色を特定の色で表示するようにすれば、注目している領域を明確に表示できる。

【0116】また、通常画像と合成画像とを、映像モニタ160と映像モニタ170とに別々に表示する形態となっているが、1つの映像モニタ上に両者を表示するようにしてもよい。その際、通常画像と合成画像の表示の切換えは、動画像と静止画像との切替えに同期させて自動的に行ってよいし、観察者が適当な切替手段で、任意に切り換える形態であってもよい。

【0117】また、GaN系半導体レーザおよび白色光光源を別個の構成としたが、適当な帯域フィルタを利用して、励起光源と白色光光源とを1つの光源で代替することもできる。

【0118】また、通常画像撮像用のCCD撮像素子107を蛍光内視鏡の先端部100Aに設置する実施の形態としたが、イメージファイバを用いることにより撮像ユニット内に通常像を導いてからCCD撮像素子によって撮像してもよい。さらに回転フィルタ122の変更や、多色モザイクフィルタの撮像素子への設置等により、通常画像撮像用、蛍光画像撮像用および反射画像撮像用のイメージファイバと撮像素子と共用するようにしてもよい。

【0119】また、多色モザイクフィルタがオンチップされた撮像素子を蛍光内視鏡の先端部に設置することにより、通常画像撮像用と蛍光画像撮像用と反射画像撮像用の撮像素子を1つの撮像素子によって兼用することもできる。

【0120】また、上記実施の形態は、画像判定ユニット180および組織性状画像作成ユニット130における演算がそれぞれ独立して行なわれるものとしたが、画像判定ユニット180において定められた異常受光領域に関しては組織性状画像作成ユニット130において演算を行なわないように制御するようにしてもよく、これにより組織性状画像作成ユニット130内で行なわれる画像処理の時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略

構成図

- 【図2】回転フィルタの構造を示す図
- 【図3】各波長領域の光を照射するタイミングを示すタイミングチャート図
- 【図4】正反射光領域を閾値Qの値で区切って認識することを示す図
- 【図5】反射参照光像Z<sub>n</sub>(a)、蛍光像Z<sub>k</sub>(b)および面順次光像Z<sub>m</sub>(c)を示す図
- 【図6】各画像を重ね合わせる処理の概念図
- 【図7】表示される組織性状画像の概略を示す図
- 【図8】蛍光像Z<sub>k</sub>等を撮像する他の方式の概略を示す図

【図9】第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

- 【図10】回転フィルタの構造を示す図
- 【図11】各画像の限界越領域の論理積により異常受光領域を求める様子を示す図
- 【図12】組織性状画像中に異常受光領域を表示させる合成画像を形成する様子を示す図
- 【図13】異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段を示す図

【符号の説明】

- 1 生体組織
- 11 白色光光源
- 12 励起光光源
- 13 モータ
- 14 回転フィルタ
- 15 ダイクロイックミラー
- 16 集光レンズ
- 17 反射ミラー
- 21 照射光ファイバ
- 21a 端面
- 21b 端面
- 22 照射レンズ
- 23 対物レンズ
- 24 励起光カットフィルタ
- 25 撮像素子
- 26 ケーブル
- 31 A/D変換器
- 32 反射参照光画像メモリ
- 33 蛍光画像メモリ
- 34 面順次光画像メモリ
- 41 正反射光領域認識器
- 42 正反射光領域メモリ
- 43 蛍光収率演算器
- 44 蛍光収率画像メモリ
- 45 組織性状画像合成器
- 46 映像信号処理回路
- 100 光源ユニット
- 200 内視鏡ユニット

10

20

30

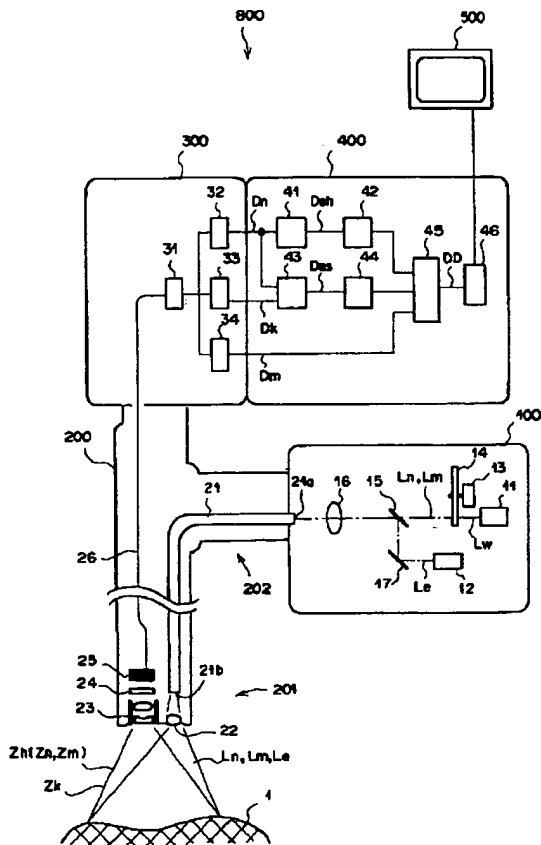
40

50

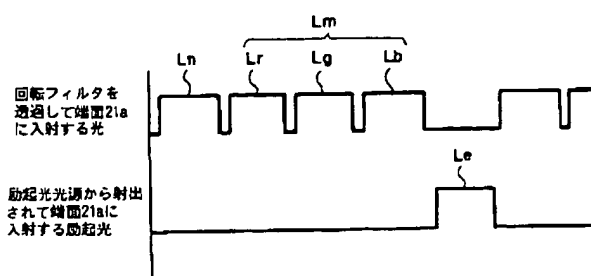
- 201 先端部
- 202 操作部
- 300 中継ユニット
- 400 演算ユニット
- 500 映像信号は表示器
- 800 蛍光内視鏡装置
- Dk 蛍光画像データ
- Dm 面順次光画像データ
- Dn 反射参照光画像データ
- Dsh 正反射光領域データ
- Dss 蛍光収率画像データ

- \* Lb 青色光
- Le 励起光
- Lg 緑色光
- Lm 面順次光
- Ln 参照光 (近赤外光)
- Lr 赤色光
- Lw 白色光
- Zh 反射光像
- Zk 蛍光像
- 10 Zm 面順次光像
- \* Zn 反射参照光像

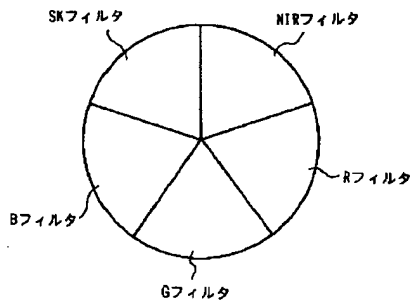
【図1】



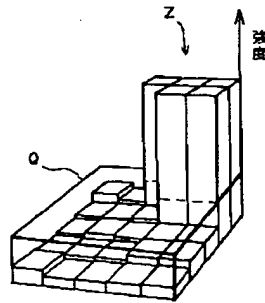
【図3】



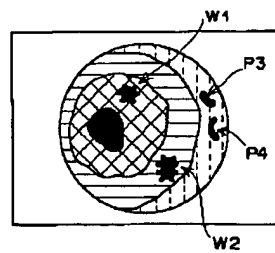
【図2】



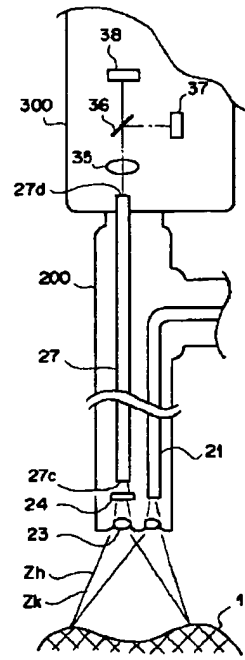
【図4】



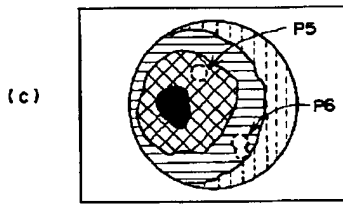
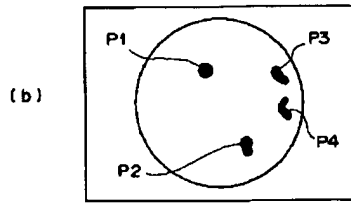
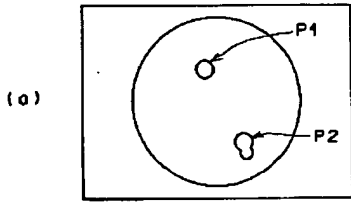
【図7】



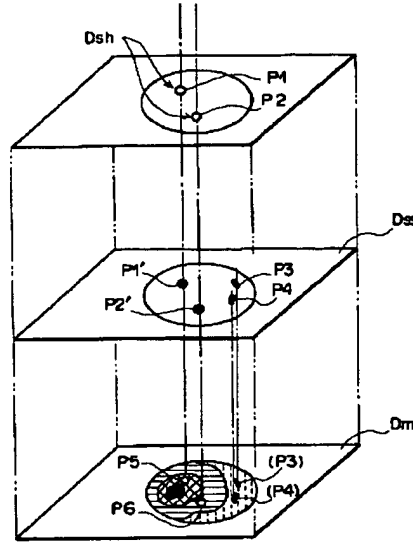
【図8】



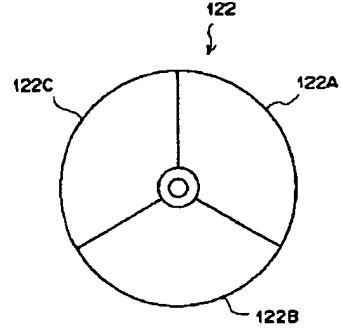
【図5】



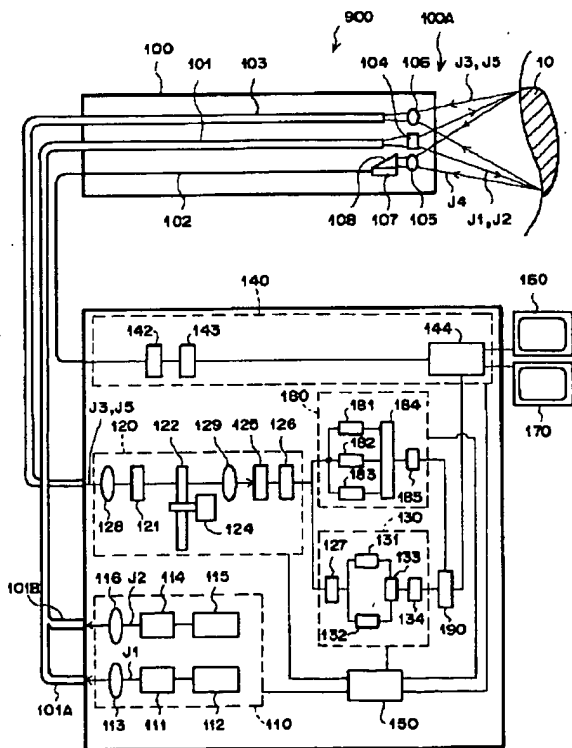
【図6】



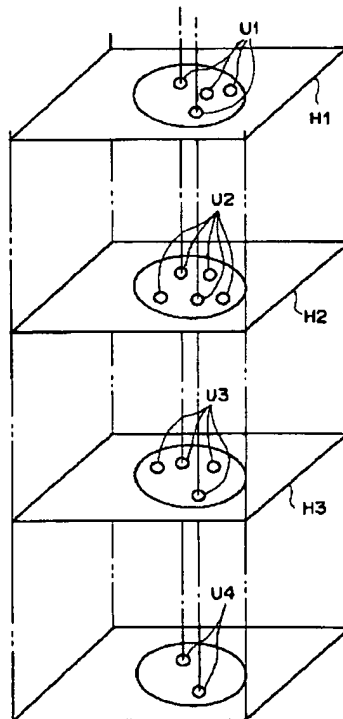
【図10】



【図9】

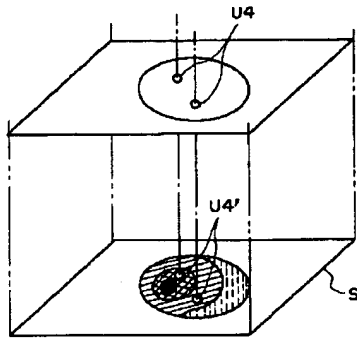


【図11】

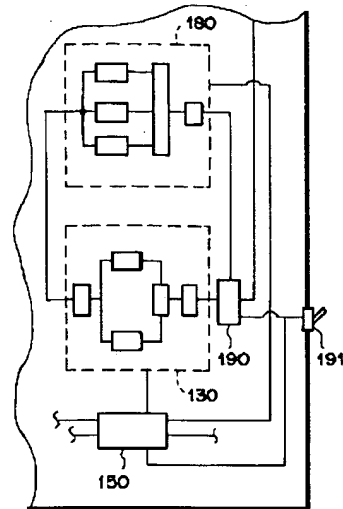




【図12】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 阿賀野 俊孝  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富  
 士写真フィルム株式会社内

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 EA14  
 FA01 GA04 GA08 GB18 GB19  
 GB21 HA01 HA05 HA09 JA02  
 JA03 KA01 KA02 KA05 LA03  
 NA01 NA06  
 4C061 AA00 BB01 BB08 CC06 DD00  
 LL02 MM01 MM02 NN01 NN05  
 QQ02 QQ04 RR04 RR14 RR18  
 WW04 WW08 WW17  
 5B057 AA07 BA02 CA01 CA08 CA12  
 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16  
 CE08 CE17 DA07 DA08 DB02  
 DB06 DB09 DC22  
 5L096 AA02 AA06 BA06 CA02 CA14  
 DA01 FA14 GA08 JA11 LA04  
 LA05

**\* NOTICES \***

**JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

[Claim(s)]

[Claim 1] The 1st fluorescent image obtained by detecting a fluorescence shown from a body tissue which received an exposure of excitation light in a specific wavelength area, By the operation based on a reflective reference beam picture acquired by detecting a reflective reference beam reflected by said body tissue which received an exposure of the 2nd fluorescent image or a reference beam obtained by detecting said fluorescence in a different wavelength area from said specific wavelength area. In a fluorescent image display method which creates an organization description picture showing organization description of said body tissue which amended distance to said body tissue, and displays this organization description picture, About each imaging range included in said organization description picture. [ whether this field is an unusual light-receiving field which received light volume beyond default value, and ] Or a fluorescent image display method judging whether it is the normal light-receiving field which received light volume of less than said default value based on either of said each picture, and expressing said unusual light-receiving field as a different gestalt from said normal light-receiving field.

[Claim 2] The 1st fluorescent image obtained by detecting a fluorescence shown from a body tissue which received an exposure of excitation light characterized by comprising the following in a specific wavelength area, By the operation based on a reflective reference beam picture acquired by detecting a reflective reference beam reflected by said body tissue which received an exposure of the 2nd fluorescent image or a reference beam obtained by detecting said fluorescence in a different wavelength area from said specific wavelength area. A fluorescent image display device which creates an organization description picture showing organization description of said body tissue which amended distance to said body tissue, and displays this organization description picture.

A judging means which judges whether it is the unusual light-receiving field where this field received light volume beyond default value, or it is the normal light-receiving field which received light volume of less than said default value about each imaging range included in said organization description picture based on either of said each picture.

An abnormality area displaying means which displays said unusual light-receiving field with a different gestalt from said normal light-receiving field according to an output of this judging

means.

[Claim 3]The fluorescent image display device according to claim 2, wherein said default value is defined based on intensity of a reflective reference beam which shows existence of regular reflection light in said reflective reference beam picture.

[Claim 4]The fluorescent image display device according to claim 2, wherein said default value is defined based on a limit of said detection in either of said each picture.

[Claim 5]The fluorescent image display device according to claim 2, wherein said default value is defined based on a limit of an effective measuring range in either of said each picture.

[Claim 6]A fluorescent image display device of five given in any 1 paragraph from claim 2 being what said abnormality area displaying means displays said unusual light-receiving field as with a gestalt from which said normal light-receiving field differs only when said organization description picture is displayed as a still picture.

[Claim 7]A fluorescent image display device of six given in any 1 paragraph from claim 2, wherein said organization description picture is a thing showing a fluorescence yield.

[Claim 8]A fluorescent image display device of six given in any 1 paragraph from claim 2, wherein said organization description picture is a thing showing standardization fluorescence intensity.

[Claim 9]Claims 4 and 6 being those by which it is obtained when at least one of said each pictures detects light in photoelectricity with an image sensor, and a limit of said detection is equivalent to a saturation value of an output of said image sensor, or a fluorescent image display device given in 7 paragraphs.

[Claim 10]Default value based on a limit of said effective measuring range, Prescribed distance by detection of a fluorescence shown by exposure of said excitation light to said distant normal tissue from this normal tissue. Claims 5 and 6 characterized by what is provided in average value of at least one detection value of said 1st obtained fluorescent image and said 2nd fluorescent image based on a value adding a value showing variation in this detection value, or a fluorescent image display device given in 7 paragraphs.

[Claim 11]Said abnormality area displaying means carries out the colored presentation of said unusual light-receiving field, when the monochrome display of said normal light-receiving field is carried out, A fluorescent image display device of ten given in any 1 paragraph from claim 2 being that to which the monochrome display of said unusual light-receiving field is carried out when the colored presentation of said normal light-receiving field is carried out.

[Claim 12]A fluorescent image display device of 11 given in any 1 paragraph from claim 2, wherein said abnormality area displaying means is what blinks a display of said unusual light-receiving field.

[Claim 13]A fluorescent image display device of 12 given in any 1 paragraph from claim 2 provided with a display switching means which changes a display of said unusual light-receiving field, and un-displaying manually.

[Claim 14]A fluorescent image display device of 13 given in any 1 paragraph from claim 2 being an endoscope apparatus which has an endoscope inserting part which said fluorescent image display device inserts in the living body.

[Claim 15]A fluorescent image display device of 14 given in any 1 paragraph from claim 2 which is provided with a light source which ejects said excitation light, and is characterized by this light source being a semiconductor laser of a GaN system.

## DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the fluorescent image display method and device which display the picture which expresses a living body's organization description based on the fluorescence shown by the exposure of excitation light from the body tissue.

[0002]

[Description of the Prior Art] Conventionally, by irradiating a body tissue with excitation light, the autofluorescence generated from this body tissue is detected as a picture, and the device which observes a living body's organization description is known. For example, the intensity of the fluorescence which irradiated the body tissue in the abdominal cavity with excitation light with a wavelength of about 410 nm, and was generated from the body tissue by the exposure of this excitation light, The intensity of the about 480-nm wavelength area in the fluorescence yield expressed with a ratio with the intensity of the excitation light which this body tissue received, and the fluorescence generated by the exposure of excitation light, The endoscope apparatus which observes a living body's organization description by the picture created based on the standardization fluorescence intensity expressed with a ratio with the intensity of the wavelength area covering 430 nm - 730 nm is proposed.

[0003] The above-mentioned fluorescence yield is an index which performs discernment from diseased tissue and normal tissue based on the intensity of the autofluorescence generated from normal tissue becoming higher than the intensity of the autofluorescence generated from diseased tissue, when a living body's normal tissue and diseased tissue receive the excitation light of the same intensity.

Since this fluorescence yield is a value expressed with the ratio of the light-receiving intensity of the excitation light in the same part under test, and the luminescence intensity of the autofluorescence generated by light-receiving of this excitation light, It can use as a stable index showing the organization description of the living body which is not influenced by distance, an angle, etc. with a part under test of the body tissue which receives the exposure of the projection points and excitation light which irradiate with excitation light.

[0004] Since it is difficult to measure directly the intensity of the excitation light which the body tissue received in actually asking for a fluorescence yield, With the intensity of light (it is henceforth called a reflective reference beam) reflected by the body tissue which received the exposure of the reference beam which has a wavelength area which cannot be easily absorbed by body tissues, such as a near infrared, it substitutes for the intensity of the excitation light which said body tissue received, and is asking for the fluorescence yield.

[0005] Namely, although a fluorescence yield is a value calculated based on the ratio of the intensity of the fluorescence generated from the body tissue which received the exposure of excitation light, and the intensity of the excitation light in which the body tissue received the exposure, Based on the ratio of the intensity of the fluorescence generated as an approximate value of a fluorescence yield from the body tissue which received the exposure of excitation light, and the intensity of a reflective reference beam reflected by the body tissue which received the exposure of the reference beam, the value of the fluorescence yield is calculated approximately.

[0006] On the other hand, standardization fluorescence intensity is an index which performs discernment from normal tissue and diseased tissue based on the shape of the spectrum of the

fluorescence generated from the normal tissue and diseased tissue of the living body which received the exposure of excitation light differing in an about 480-nm wavelength area. It is an index which is not influenced by distance, an angle, etc. with a part under test of the body tissue which receives the exposure of the projection points and excitation light which irradiate with excitation light like a fluorescence yield.

[0007] Thus, a living body's organization description is observed using the organization description picture which created the organization description in the abdominal cavity in the endoscope apparatus etc. which are observed as a picture using indices, such as the above-mentioned fluorescence yield and standardization fluorescence intensity.

[0008] When it is going to create the picture showing the above-mentioned fluorescence yield and a body tissue is irradiated with a reference beam, with the membrane and blood which have covered the body tissue, specular reflexion (regular reflection) of the reference beam is carried out, this catoptric light (regular reflection light) spreads a detecting optical path, and direct detection may be carried out. The field of the body tissue which this regular reflection light produced is detected as a very high luminescent spot of the luminosity which does not express the intensity of the excitation light which the body tissue received, and the picture showing an exact fluorescence yield is not acquired from this field. Therefore, a method of removing the influence by this regular reflection light is desired.

[0009] A body tissue is irradiated with the light made into linear polarization via the polarizing filter as the general method, By picturizing via the optical system which has arranged the polarizing filter so that it may be on an image pick-up-light reflected by this body tissue side with arrangement of cross Nicol, the method which removes the regular reflection light where the polarization direction of the irradiated light is saved is known. A body tissue is irradiated with the light made into linear polarization via the polarizing filter, The method which reduces the luminosity of the regular reflection light which makes rotate an analyzer and is received when the luminosity of the light which was reflected by this body tissue and received by the image sensor exceeds a constant level, and two or more pictures containing regular reflection light are picturized, The corresponding points on those pictures are detected and the method etc. which perform image processing which combines a picture so that the luminescent spot by regular reflection light may not be conspicuous are proposed.

[0010]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, when it is going to create and display the picture which expresses this living body's organization description based on the difference in the intensity of the fluorescence generated from the body tissue. Since it will become a very big problem if it displays as a picture by which a living body's organization description will be observed accidentally, it is insufficient just to have processed the picture so that the influence of regular reflection light might not only be conspicuous like the above-mentioned method.

[0011] For example, when it is going to display a living body's organization description using a fluorescence yield, a strong high reflective reference beam will be detected from the field of the body tissue in which regular reflection of the reference beam was carried out, and this field will be recognized as a field which received excitation light with high intensity. In this case, the intensity of the generated fluorescence and the intensity of the reflective reference beam which was detected from that field and by which regular reflection was carried out are not unrelated to each other from that field, and the body tissue of that field did not necessarily receive excitation light with high intensity actually.

[0012]To this problem, weaken the intensity of regular reflection light by inserting a polarizing filter in the incident light path of an image sensor, or, Only by making a luminescent spot not conspicuous by image processing, the above-mentioned problem does not fully improve and the picture which is used in order to observe a living body's organization description under the influence of regular reflection light and whose reliance is fully possible is not acquired.

[0013]The problem which the field which cannot express a living body's organization description correctly produces in this way, It generates, also when measurement is performed across the detection limit of a measuring device, or the limit of an effective measuring range, This kind of technical problem is a technical problem common to the fluorescence (drugs fluorescence) generated when the fluorescence (autofluorescence) generated when a body tissue is irradiated with excitation light, and the body tissue which made fluorescent diagnosis medicine absorb beforehand are irradiated with excitation light.

[0014]When correspondence with a living body's organization description included in the picture showing a living body's organization description specifies an inaccurate field in light of the above-mentioned circumstances, this invention, It aims at providing the fluorescent image display method and device which can observe a reliable living body's organization description.

[0015]

[Means for Solving the Problem]The 1st fluorescent image obtained when a fluorescent image display method of this invention detected a fluorescence shown from a body tissue which received an exposure of excitation light in a specific wavelength area, By the operation based on a reflective reference beam picture acquired by detecting a reflective reference beam reflected by body tissue which received an exposure of the 2nd fluorescent image or a reference beam obtained by detecting fluorescence in a different wavelength area from said specific wavelength area. In a fluorescent image display method which creates an organization description picture which amended distance to a body tissue, and displays this organization description picture, About each imaging range included in an organization description picture. [ whether these fields are unusual light-receiving fields which received light volume beyond default value, and ] Or based on either of each picture, it judges whether it is the normal light-receiving field which received light volume of less than default value, and an unusual light-receiving field is displayed with a different gestalt from a normal light-receiving field.

[0016]This invention a fluorescent image display device of this invention, The 1st fluorescent image obtained by detecting a fluorescence shown from a body tissue which received an exposure of excitation light in a specific wavelength area, By the operation based on a reflective reference beam picture acquired by detecting a reflective reference beam reflected by body tissue which received an exposure of the 2nd fluorescent image or a reference beam obtained by detecting said fluorescence in a different wavelength area from said specific wavelength area. An organization description picture which amended distance to a body tissue is created, and a fluorescent image display device which displays this organization description picture is characterized by comprising the following:

A judging means which judges whether it is the unusual light-receiving field where these fields received light volume beyond default value, or it is the normal light-receiving field which received light volume of less than default value about each imaging range included in an organization description picture based on either of each picture.

An abnormality area displaying means which displays an unusual light-receiving field with a different gestalt from a normal light-receiving field according to an output of this judging means.

[0017]That is, a method and a device by this invention displayed an unusual light-receiving field without reliability which received light volume beyond default value by a method distinguishable from a normal field.

[0018]It is appropriate for said default value to be set based on a limit of detection in intensity of a reflective reference beam which shows existence of regular reflection light in a reflective reference beam picture, and either of said each picture, and a limit of an effective measuring range in either of said each picture.

[0019]Said abnormality area displaying means shall express an unusual light-receiving field as a different gestalt from a normal light-receiving field, only when an organization description picture is displayed as a still picture.

[0020]As for said organization description picture, it is preferred to express a fluorescence yield or standardization fluorescence intensity.

[0021]When at least one of said each pictures detects light in photoelectricity with an image sensor and it is obtained, a limit of said detection shall be equivalent to a saturation value of an output of an image sensor.

[0022]Default value based on a limit of said effective measuring range, It is appropriate to be provided in average value of at least one [ which was obtained by detection of a fluorescence shown by exposure of excitation light to normal tissue distant / prescribed distance / from this normal tissue ] detection value of the 1st fluorescent image and the 2nd fluorescent image based on a value adding a value showing variation in this detection value.

[0023]Said abnormality area displaying means carries out the colored presentation of the unusual light-receiving field, when the monochrome display of the normal light-receiving field is carried out, and when the colored presentation of the normal light-receiving field is carried out, the monochrome display of the unusual light-receiving field can be carried out, and it can distinguish and display it. Or an unusual light-receiving field is blinked again and it may be made to display.

[0024]Said fluorescent image display device is good also as a thing provided with a display switching means which changes a display of an unusual light-receiving field, and un-displaying manually.

[0025]Said fluorescent image display device can be used as an endoscope apparatus which has an endoscope inserting part inserted in the living body.

[0026]A light source of said excitation light is good also as a semiconductor laser of a GaN system. As for an oscillation wavelength of a semiconductor laser of a GaN system, it is preferred that it is the range of 400 to 420 nm.

[0027]An effective measuring range means a range etc. which can observe correctly a body tissue which is defined based on performance etc. of an optical system which a fluorescent image display device has, and is defined with depth of field of an optical system, etc.

[0028]Prescribed distance is in an effective measuring range, and means distance when a body tissue is approached most.

[0029]A gestalt means a color, a form, a pattern, existence of blink, etc., for example.

[0030]Each imaging range included in an organization description picture means a field of a pixel contained in an organization description picture, or a field in which two or more pixels gathered.

[0031]The fluorescence yield does not necessarily need to be the value calculated with "a ratio of intensity of fluorescence generated from a body tissue which received an exposure of excitation light, and intensity of excitation light which this body tissue received", and may be the value calculated approximately by using an alternative light etc. A value for which the above-

mentioned approximation target was asked will also be called a fluorescence yield.

[0032]

[Effect of the Invention]According to the fluorescent image display method and device of this invention, the 1st fluorescent image, The organization description picture which expresses the organization description of a body tissue by the operation based on the 2nd fluorescent image or reflective reference beam picture is created, Since the unusual light-receiving field which received the light volume beyond default value was displayed with a different gestalt from the normal light-receiving field which received the light volume of less than default value in displaying this organization description picture, The normal light-receiving field where correspondence with the unusual light-receiving field and a living body's organization description it became inaccurate corresponding with a living body's organization description since the light volume beyond default value was received is exact is easily discriminable, Since only a normal light-receiving field can be made into an observing object, a reliable living body's organization description is observable.

[0033]Set based on the intensity of the reflective reference beam which shows existence of regular reflection light [ in / for default value / a reflective reference beam picture ], or, If it sets based on the limit of the detection in either of said each picture or sets based on the limit of the effective measuring range in either of said each picture, an unusual light-receiving field can be appointed more correctly.

[0034]If an unusual light-receiving field shall be displayed as a different gestalt from a normal light-receiving field only when displaying an organization description picture for an abnormality area displaying means as a still picture, For example, after making it display as video, without displaying an unusual light-receiving field while looking for the part of the living body which becomes an observing object and discovering an observation object part, in order to observe the details of the organization description, only when displaying organization description as a still picture, an unusual light-receiving field can be displayed. That is, since the display of an unusual light-receiving field does not go into a view while the observer is looking for the observation object part and a living body's organization description is not observed, an observer's burden is eased. While looking for the observation object part, it is not necessary to perform high-speed data processing and to display an unusual (as video) light-receiving field in real time, and the burden of devices, such as a microprocessor and a memory, is also eased.

[0035]If a fluorescence yield or standardization fluorescence intensity shall be expressed for said organization description picture, more reliable organization description is observable. That is, since it is known that a fluorescence yield and standardization fluorescence intensity are the values reflecting the living body's organization description, the organization description of the living body it is more reliable to have made the organization description picture approximate with a fluorescence yield, and to search for it is observable.

[0036]It is obtained when at least one of said each pictures detects light in photoelectricity with an image sensor, and if it shall be equivalent to the saturation value of the output of an image sensor in the limit of this detection, default value becomes clear and an unusual light-receiving field can be appointed more correctly.

[0037]The default value based on the limit of an effective measuring range, If provided in the average value of at least one [ which was obtained by detection of the fluorescence shown by the exposure of the excitation light to the normal tissue distant / prescribed distance / from normal tissue ] detection value of the 1st fluorescent image and the 2nd fluorescent image based on the value adding the value showing the variation in this detection value, The default value of an



effective measuring range is calculated statistically, and an unusual light-receiving field can be appointed more correctly.

[0038]When the monochrome display of the normal light-receiving field is carried out in the abnormality area displaying means, the colored presentation of the unusual light-receiving field is carried out, If the monochrome display of the unusual light-receiving field shall be carried out or the display of an unusual light-receiving field shall be blinked when the colored presentation of the normal light-receiving field is carried out, an unusual light-receiving field can be identified more certainly.

[0039]If it should have the display switching means which changes the display of an unusual light-receiving field, and un-displaying for a fluorescent image display device manually, a living body's organization description can be displayed so that it may be easier to observe an observer.

[0040]If it is considered as the endoscope apparatus which has an endoscope inserting part which inserts a fluorescent image display device in the living body, the inside of a living body can be observed more easily.

[0041]A device can be miniaturized and low-cost-ized if the light source of excitation light is used as the semiconductor laser of a GaN system.

[0042]

[Embodiment of the Invention]Hereafter, the concrete embodiment of this invention is described using a drawing. Drawing 1 is a figure showing the outline composition of a 1st embodiment of the fluorescent endoscope system which applied to the endoscope the fluorescent image display device which enforces the fluorescent image display method of this invention.

[0043]The fluorescent endoscope system 800 by a 1st embodiment of this invention, The fluorescent image data Dk which is the 1st fluorescent image obtained by detecting the fluorescence shown from the body tissue 1 which received the exposure of the excitation light Le in a specific wavelength area, By the operation based on the reflective reference beam image data Dn which is the reflective reference beam picture acquired by detecting the reflective reference beam reflected by the body tissue 1 which received the exposure of the reference beam Ln. Organization description image data DD showing the organization description of the body tissue 1 which amended the distance to the body tissue 1 which is an organization description picture is created. In displaying this organization description image data DD, about each imaging range included in organization description image data DD. . [ whether these imaging ranges are unusual light-receiving fields which received the light volume beyond default value, and ] Or based on reflective reference beam either the fluorescent image data Dk which is said each picture, i.e., the 1st fluorescent image, or the image data which is reflective reference beam pictures Dn, the regular-reflection-light field recognition machine 41 which is a judging means judges whether it is the normal light-receiving field which received the light volume of less than default value. According to the output of the regular-reflection-light field recognition machine 41 which is this judging means, the organization description picture composing device 45 which is an abnormality area displaying means expresses an unusual light-receiving field as a different gestalt from a normal light-receiving field. The above-mentioned default value is defined based on the intensity of the reflective reference beam which shows existence of the regular reflection light in the reflective reference beam image data Dn, and the unusual light-receiving field which received the light volume beyond default value is judged as a regular-reflection-light field.

[0044]The body tissue 1 is irradiated with the above-mentioned fluorescent endoscope system 800 via the irradiation light fiber 21 which mentions later the light ejected from the light source unit 100 provided with the light source which ejects the light of two mutually different

wavelength areas, and the light source unit 100, With the body tissue 1 which received the exposure of such lights. With the endoscope unit 200 and the endoscope unit 200 which picture the image (it is henceforth called the fluorescence image Zk) by the fluorescence generated from the image (it is henceforth called the catoptric light image Zh) and the body tissue 1 by the reflected catoptric light. The catoptric light image Zh and the fluorescence image Zk which were pictured are changed into the two-dimensional image data constituted by the digital value. The two-dimensional image data which performs the judgment of the operation based on the two-dimensional image data outputted from the relay unit 300 to output and the relay unit 300 and a regular-reflection-light field, and expresses a living body's organization description is obtained, It has the arithmetic unit 400 which has the above-mentioned regular-reflection-light field recognition machine 41 and the organization description picture composing device 45 which change this two-dimensional image data into a video signal, and output it.

[0045]The excitation light source 12 which ejects the white light source 11 which ejects the white light Lw which contains the wavelength of the light of a near infrared region with a wavelength of about 780 nm and the wavelength of the light of a visible region in the light source unit 100, and the excitation light Le with a wavelength of 410 nm is allocated, The white light Lw ejected from the white light source 11, The turnable filter 14 which two or more filters with the different wavelength penetration characteristic were combined with one, and was attached to the principal axis of the motor 13, After it penetrates the dichroic mirror 15 which penetrates the light of the wavelength area which reflects the light of a wavelength area of 410 nm or less, and exceeds 410 nm and being condensed by the condenser 16, it enters into the end face 21a of the irradiation light fiber 21. On the other hand, it is condensed by the condenser 16 and the excitation light Le ejected from the excitation light source 12 enters into the end face 21a of an irradiation light fiber, after being reflected by the reflective mirror 17 and the dichroic mirror 15.

[0046]The NIR filter with which the turnable filter 14 makes only the light of a near-infrared wavelength area penetrate as shown in drawing 2, R filter which makes only the light of a red wavelength area penetrate, G filter which makes only the light of a green wavelength area penetrate, It consists of an SK filter (shielding filter) which intercepts B filter and light which make only the light of a blue wavelength area penetrate, The white light Lw ejected from the white light source 11 when this turnable filter 14 rotated, As shown in the timing chart of drawing 3, the near infrared Ln, the red light Lr, Separating into the green light Lg and the blue glow Lb (the near infrared Ln is henceforth called the reference beam Ln, and the red light Lr, the green light Lg, and the blue glow Lb are doubled, and it is called the plane sequence following light Lm) such separated lights enter into the end face 21a of the irradiation light fiber 21 one by one. And while the white light Lw is shaded with SK filter, the excitation light Le ejected from the excitation light source 12 enters into the end face 21a via the mirror 17 and the dichroic mirror 15.

[0047]It comprises the tip part 201 which can be crooked freely, and the final controlling element 202 to which the light source unit 100 and the relay unit 300 were connected, the irradiation light fiber 21 covers the final controlling element 202 from the tip part 201, and the endoscope unit 200 is constructed by the inside.

[0048]The reference beam Ln, the plane sequence following light Lm, and the excitation light Le which entered into the end face 21a of the irradiation light fiber 21 spread the inside of the irradiation light fiber 21, are ejected from the end face 21b, and are irradiated by the body tissue 1 through the irradiation lens 22.

[0049]The image of the body tissue 1 by the reflective reference beam reflected by the body tissue 1 which received the exposure of the reference beam  $L_n$  and the plane sequence following light  $L_m$  (henceforth) And it is referred to as reflective reference beam image  $Z_n$ , with the object lens 23, image formation of the image (it is henceforth called the plane sequence following light figure  $Z_m$ ) of the body tissue 1 by reflector sequential light is carried out, it is picturized on the acceptance surface of the image sensor 25, is changed into an electric picture signal, and is transmitted to the relay unit 300 by the cable 26. The fluorescence image  $Z_k$  which exceeds 410 nm generated from the body tissue 1 in which the excitation light  $L_e$  was irradiated similarly, and is formed of the fluorescence of the wavelength area covering about 700 nm, With the object lens 23, image formation is carried out, and it is picturized on the acceptance surface of the image sensor 25, is changed into an electric picture signal, and is transmitted to the relay unit 300 by the cable 26. In addition, The excitation light cut-off filter 24 which penetrates the light of the wavelength area which intercepts the wavelength of 410 nm between the object lens 23 and the image sensor 25, and exceeds 410 nm is allocated, and it mixes in the fluorescence image  $Z_k$ . The reflective excitation light (catoptric light of excitation light) which entered into the object lens is intercepted by this excitation light cut-off filter 24.

[0050]In the relay unit 300. With A/D converter 31 and A/D converter 31 which change into a digital value each picture signal transmitted by the cable 26. The two-dimensional image data of reflective reference beam image  $Z_n$  changed into the digital value with the reflective reference beam image memory 32 and A/D converter 31 which are memorized as the reflective reference beam image data  $D_n$ . The two-dimensional image data of fluorescence image  $Z_n$  changed into the digital value with the fluorescent image memory 33 memorized as the fluorescent image data  $D_k$ , and A/D converter 31. the plane sequence changed into the digital value -- the two-dimensional image data of next light figure  $Z_m$  -- a plane sequence -- the plane sequence memorized as the optical image [ next ] data  $D_m$  -- the optical image [ next ] memory 34 is allocated.

[0051]The reflective reference beam image data  $D_n$  is inputted into the arithmetic unit 400, With the regular-reflection-light field recognition machine 41 and the regular-reflection-light field recognition machine 41 which recognize the field influenced by the regular reflection light contained in this reflective reference beam image data  $D_n$ . The recognized regular-reflection-light field. With the fluorescence yield computing unit 43 which asks for the fluorescence yield image data  $D_{ss}$  which inputs the regular-reflection-light field memory 42 and the reflective reference beam image data  $D_n$  which memorize the regular-reflection-light area information  $D_{sh}$  which expresses, and the fluorescent image data  $D_k$ , and expresses a living body's organization description, and the fluorescence yield computing unit 43. The fluorescence yield image memory 44 which memorizes the called-for fluorescence yield image data  $D_{ss}$  is allocated, The field sequential optical image data  $D_m$  memorized by the fluorescence yield image data  $D_{ss}$  and the plane sequence following optical image memory 34 which were memorized by regular-reflection-light area information  $D_{sh}$  memorized by the regular-reflection-light field memory 42 and the fluorescence yield image memory 44 is inputted into the organization description picture composing device 45, It is changed so that each image data may be piled up and it may become one picture, and it is further changed and outputted to a video signal by the video signal processing circuit 46.

[0052]The video signal outputted from the arithmetic unit 400 is inputted and displayed on the display for indication 500.

[0053]Next, the operation in the above-mentioned embodiment is explained. The above-

mentioned composition irradiates a body tissue with excitation light with a wavelength of 410 nm, in order to obtain a fluorescent image, In order to acquire a reflective reference beam picture, a body tissue is irradiated by making a near infrared with a wavelength of 780 nm into a reference beam, and in order to observe the color and form of a body tissue, a body tissue is additionally irradiated with the plane sequence following light.

[0054]The fluorescence image  $Z_k$  of the body tissue 1 formed of the fluorescence generated from the body tissue 1 by the excitation light  $L_e$  which it was ejected from the light source unit 100, and was irradiated via the endoscope unit 200, It is picturized by the image sensor 25 in reflective reference beam image  $Z_n$  and the plane sequence following light figure  $Z_m$  of the body tissue 1 which were formed when the reference beam  $L_n$  and the plane sequence following light  $L_m$  which it was ejected from the light source unit 100, and were irradiated via the endoscope unit 200 were reflected by the body tissue 1, It is changed into the two-dimensional image data which is transmitted to the relay unit 300 and consists of digital values, and the fluorescent image memory 33, the reflective reference beam image memory 32, and the plane sequence following optical image memory 34 memorize, respectively.

[0055]The reflective reference beam image data  $D_n$  showing reflective reference beam image  $Z_n$  memorized by the reflective reference beam image memory 32 is inputted into the regular-reflection-light field recognition machine 41, The picture element region in the reflective reference beam image data  $D_n$  corresponding to the field where the intensity in this reflective reference beam image  $Z_n$  is very high, That is, as shown in drawing 4, the picture element region  $Z$  with the intensity which becomes beyond the threshold  $Q$  beforehand set up in the intensity in each picture element position is recognized as a regular-reflection-light field, and this field is memorized by the regular-reflection-light field memory 42 as the regular-reflection-light area information  $D_{sh}$ .

[0056]The fluorescent image data  $D_k$  showing the fluorescence image  $Z_k$  memorized on the other hand by the reflective reference beam image data  $D_n$  and the fluorescent image memory 33 which were memorized by the above-mentioned reflective reference beam image memory 32 is inputted into the fluorescence yield computing unit 43, The fluorescence yield image data  $D_{ss}$  is called for by doing division between the value of the fluorescent image data  $D_k$  and the value of the reflective reference beam image data  $D_n$  corresponding to the same picture element position (namely, thing to search for for the ratio of the value of the fluorescent image data  $D_k$ , and the value of the reflective reference beam image data  $D_n$ ). That is, the operation of  $D_{ss}=D_k/D_n$  is performed about all the picture element positions, and the value of the fluorescence yield image data  $D_{ss}$  is calculated.

[0057]This fluorescence yield image data  $D_{ss}$  is equivalent to the two-dimensional image data showing the fluorescence yield which is a ratio of the intensity of the excitation light which the body tissue received, and the intensity of the fluorescence generated by the exposure of this excitation light, Since it is difficult to measure directly the intensity of the excitation light which the body tissue received, it uses instead of being the intensity of the excitation light in which the body tissue received the intensity of the reflective reference beam reflected by the body tissue, and asks for a fluorescence yield. And this fluorescence yield image data  $D_{ss}$  is memorized by the fluorescence yield image memory 44.

[0058]next, regular-reflection-light area information  $D_{sh}$  calculated by doing in this way, the fluorescence yield image data  $D_{ss}$ , and a plane sequence -- the optical image [ next ] data  $D_m$  -- the organization description picture composing device 45 -- ON \*\* -- last \*\* The regular-reflection-light area information  $D_{sh}$  is the field  $P_1$  where regular reflection of the reference

beam was carried out with the body tissue as shown in drawing 5 (a), and data showing P2 here, The fluorescence yield image data Dss is the field P3 of diseased tissue, and image data which shows P4, as a living body's organization description is expressed and it is shown in drawing 5 (b), and it is image data also containing field P1' influenced by the regular reflection light displayed with the gestalt which was similar with diseased tissue under the influence of regular reflection light, and P2'. The plane sequence following optical image data Dm is image data which expresses the color and shape of a body tissue which are usually observed as shown in drawing 5 (c), and, as for P5 and P6, the plane sequence following light shows the field which regular reflection was carried out with the body tissue, and was expressed as a luminescent spot. [0059]If the three above-mentioned kinds of data are inputted into the organization description picture composing device 45, as shown in drawing 6, On the picture (picture in which a dark portion has a big value with a value with the bright portion near 0) by which the body tissue which the plane sequence following optical image data Dm expresses is usually observed, The picture (picture in which diseased tissue has a big value with a value with the normal tissue near 0) which has the fields P3 and P4 identified by the fluorescence yield image data Dss as diseased tissue is added. And P1' which P5, P6, and the fluorescence yield image data Dss which the field Dm of P1 which the regular-reflection-light area information Dsh expresses, and P2, i.e., the plane sequence following optical image data, expresses express, The field which laps with P2', So that distinction can be clearly done with the field of P3 and P4 which were identified as diseased tissue. A picture as shown in drawing 7 displayed by the specific regular-reflection-light display modes W1 and W2 (display mode as which the inside of a field is darkly displayed around a field with a projection) defined beforehand is combined, and it is outputted as organization description image data DD.

[0060]And organization description image data DD is changed into a video signal by the video signal processing circuit 46, is outputted from the arithmetic unit 400, and is displayed by the display for indication 500. what is necessary being just to make the specific regular-reflection-light display mode showing this regular-reflection-light field defined beforehand into the display mode which can distinguish a living body's organization description from diseased tissue, and enclosing a regular-reflection-light field by a frame -- a plane sequence -- it may be a display style which can be seen within this limit. Even if the endoscope tip part is moving, since a regular-reflection-light field is displayed with the picture which always expresses organization description by the specific display style defined beforehand, the above-mentioned picture displayed can observe a reliable living body's organization description.

[0061]While observing the above-mentioned organization description picture as video, processing displayed according to the display style which was able to appoint the above-mentioned regular-reflection-light field beforehand is not performed, but only when observing as a still picture, processing displayed according to the display style which was able to appoint the regular-reflection-light field beforehand can be performed.

[0062]Organization description image data DD showing the above-mentioned organization description may be created using two kinds of data showing the organization description of the regular reflection region data Dsh and the body tissue showing a regular-reflection-light field of the fluorescence yield image data Dss. In this case, as shown in drawing 8, make the end face 27c of the image fiber 27 once carry out image formation of the above-mentioned fluorescence image Zk and the reflective reference beam image Zn through the object lens 23 and the excitation light cut-off filter 24, and it spreads to 27 d of end faces of the other end through the inside of the image fiber 27, Via the dichroic mirror 36 which separates the wavelength area of

the image formation lens 35 and visible light, and a near-infrared wavelength area, it can separate into the fluorescence image  $Z_k$  and reflective reference beam image  $Z_n$  for every wavelength area, image formation can be carried out on the image sensor 37 and the image sensor 38, it can picture, and a picture signal can be acquired.

[0063]As long as the above-mentioned organization description picture is searched for based on the reflective reference beam picture showing the fluorescent image showing a living body's organization description, and a regular-reflection-light field, it may be what kind of picture, For example, use the reflective reference beam picture showing the regular-reflection-light field created by irradiating a body tissue with excitation light with a wavelength of 410 nm or the reference beam of a red wavelength area as a reflective reference beam picture showing a regular-reflection-light field, or. An organization description picture can also be searched for by using the picture showing the standardization fluorescence intensity which did division of the intensity of the specific wavelength area of the fluorescence generated from the body tissue by the exposure of excitation light by the intensity of the full wave length field of this fluorescence, etc. as a fluorescent image showing a living body's organization description. However, in order to ask for this standardization fluorescence intensity, it is necessary to add the optical system which carries out the spectrum of the fluorescence image and detects it in a specific wavelength area.

[0064]The recognition system of said regular-reflection-light field may recognize the field which adopted image processing not only using the method described by the above-mentioned embodiment but a differentiation operator, etc., and regular reflection produced.

[0065]The fluorescent image measuring method and device of this invention are applicable not only to a fluorescent endoscope but colposcope, an operating microscope, etc.

[0066]Next, the fluorescent image display device which enforces the fluorescent image display method by this invention is explained using drawing 9 about a 2nd embodiment of the fluorescent endoscope system applied to the endoscope.

[0067]The fluorescent endoscope system 900 of a 2nd embodiment, The narrow band fluorescent image which is the 2nd fluorescence image acquired by detecting the fluorescence shown from the body tissue which received the exposure of excitation light in 430 nm - 530 nm of wavelength band regions which are a specific wavelength area, The wide band fluorescent image which is the 1st fluorescent image obtained by detecting the above-mentioned fluorescence in 430 nm - 730 nm of wavelength band regions whose above-mentioned specific wavelength area is a different wavelength area, By the operation based on IR reflective reference beam picture which is a reflective reference beam picture acquired by detecting the light reflected by the body tissue in which the white light in which the near infrared which is a reference beam is contained was irradiated in 750 nm - 900 nm of wavelength band regions which are a near-infrared wavelength band region. The organization description picture showing the organization description of the body tissue which amended the distance to a body tissue is created, In displaying this organization description picture, about each imaging range included in this organization description picture. The narrow band fluorescent image which is [ whether these imaging ranges are unusual light-receiving fields which received the light volume beyond default value or it is the normal light-receiving field which received the light volume of less than default value, and ] said each picture, i.e., the 2nd fluorescent image, and the wide band fluorescent image which is the 1st fluorescent image, According to the output of the picture deciding unit 180 which is a judging means judged based on IR reflective reference beam picture which is a reflective reference beam picture, and this picture deciding unit 180, it has the picture composing

device 190 which is an abnormality area displaying means which displays an unusual light-receiving field with the gestalt from which a normal light-receiving field differs. The above-mentioned default value is defined based on the limit of the effective measuring range in the limit of the detection in IR reflective reference beam picture, a narrow band fluorescent image, and a wide band fluorescent image.

[0068]The endoscope inserting part 100 by which the above-mentioned fluorescent endoscope system 900 is inserted in the living body, the white light source which emits light including the wavelength area of visible light, and the wavelength area of a near infrared, With and the image and body tissue by the lighting unit 110 provided with the excitation light source which emits the excitation light with a wavelength of about 410 nm which generates fluorescence from a body tissue, and the fluorescence generated from the above-mentioned body tissue. . Were picturized by the imaging unit 120 which picturizes the image by the reflected near infrared, the organization description picture preparing unit 130 which creates the organization description picture which expresses a living body's organization description based on the picture picturized with the imaging unit 120, and the image sensor arranged in the endoscope inserting part 100. It is connected to the usual image processing unit 140 and each above-mentioned unit which perform signal processing for [ which is a picture equivalent to the picture acquired by viewing ] usually displaying a picture, The controller 150 which controls operation timing, the picture monitor 160 which were usually processed with the image processing unit 140 and which usually displays a picture as a visible image, and the picture picturized with the imaging unit 120 are inputted, Said picture deciding unit 180 which is a judging means which judges whether it is an unusual light-receiving field or it is a normal light-receiving field about the field in a picture, The organization description picture outputted from the organization description picture preparing unit 130 and the decision result outputted from the picture deciding unit 180 are inputted, The image composing outputted from said picture composing device 190 which is an abnormality area displaying means on which the unusual light-receiving field in an organization description picture is displayed with the gestalt from which a normal light-receiving field differs, and the picture composing device 190 is usually gone via the video signal generation circuit 144 of the image processing unit 140. It comprises the picture monitor 170 which inputs and displays as a visible image.

[0069]The endoscope inserting part 100 has the light guide 101, the CCD cable 102, and the image fiber 103 inside, Ahead of the end face of the image fiber 103 which it has the illumination lens 104 ahead of the end face of the light guide 101, and is formed with quartz glass fiber, it has the condenser 106. CCD image sensor 107 to which on chip [ of the color mosaic filter ] was carried out is connected to the end of the CCD cable 102, and the prism 108 is joined to this CCD image sensor 107. It is bundled with the excitation light light guide 101B currently formed with the white light light guide 101A and quartz glass fiber which are formed with compound glass fiber, and the light guide 101 is unified in the shape of a cable, The other end of the light guide 101 arranged to the exterior of the endoscope inserting part 100 is connected to the lighting unit 110. The other end of the CCD cable 102 arranged to the exterior of the endoscope inserting part 100 is usually connected to the image processing unit 140, and the other end of the image fiber 103 is connected to the imaging unit 120.

[0070]The lighting unit 110 equips the white light source 111 which emits the white light J1, the power supply 112 which supplies electric power to this white light source 111, the GaN system semiconductor laser 114 which emits the excitation light J2 for a fluorescent image image pick-up, and this GaN system semiconductor laser 114 with the power supply 115 which supplies

electric power.

[0071]The imaging unit 120, The inside of the image fiber 103 is spread. The wavelength area of excitation light from the fluorescence J3 which entered. The wavelength band region of 420 nm or less to include. The excitation light cut-off filter 121 to cut, the turnable filter 122 in which three kinds of light filters with a mutually different wavelength characteristic were put together and unified, the filter slewing mechanism 124 made to rotate this turnable filter 122, and the turnable filter 122. CCD image sensor 125 which picturizes the transmitted fluorescence image or IR reflective reference beam image, and the signal picturized by this CCD image sensor 125 were digitized, and it has the A/D conversion circuit 126 which outputs that value.

[0072]The broad band filter 122A which makes the light of 430 nm - 730 nm of wavelength band regions as show drawing 10 the above-mentioned turnable filter 122 penetrate, It comprises the narrow band filter 122B which makes the light of 430 nm - 530 nm of wavelength band regions penetrate, and the IR band-pass filter 122C which makes the light of 750 nm - 900 nm of wavelength band regions penetrate. The broad band filter 122A is a filter for a wide band fluorescent image image pick-up, the narrow band filter 122B is a filter for a narrow band fluorescent image image pick-up, and the IR band-pass filter 122C is a filter for IR reflective reference beam picture image pick-up. When the white light J1 is irradiated, this turnable filter 122, When the IR band-pass filter 122C is arranged in the optical path of the white light J1 and the excitation light J2 is irradiated, The filter slewing mechanism 124 is controlled by the controller 150 so that the broad band filter 122A and the narrow band filter 122B are arranged one by one in the optical path of the excitation light J2.

[0073]CCD image sensor 125 is a 500x500-pixel image sensor, when picturizing IR reflective reference beam picture by control of the controller 150, perform the usual read-out, but. When picturizing a fluorescent image, BININGU read-out read after adding the output of the pixel for 5x5 pieces to the \*\* sake to which the light-receiving light volume per pixel is made to increase is performed. For this reason, when picturizing a fluorescent image, it operates as a 100x100-pixel image sensor seemingly.

[0074]Thus, since read methods differ, the pixel number which constitutes a narrow band fluorescent image and a wide band fluorescent image will be 100x100 pixels to the pixel number which constitutes IR reflective reference beam picture being 500x500 pixels.

[0075]three kinds of picture signals (a narrow band fluorescent image.) which the organization description picture preparing unit 130 was picturized through the turnable filter 122, and were digitized by the A/D conversion circuit 126 Division between the image memory 127 which memorizes a wide band fluorescent image and IR reflective reference beam picture, and the two above-mentioned kinds of fluorescent images is done (.). Namely, the value of the standardization fluorescence intensity called for by this division in quest of the ratio between the two above-mentioned kinds of fluorescent images, It is made to correspond to a color by the look-up table beforehand memorized inside, The value of the color operation part 131 changed and outputted to the chrominance signal at the time of making it display as a visible image and IR reflective reference beam picture is made equivalent to luminosity by the look-up table beforehand memorized inside, It comprises the luminosity operation part 132 changed and outputted to the luminance signal at the time of making it display as a visible image, the organization description picture preparing part 133 which creates an organization description picture based on a chrominance signal and a luminance signal, and the organization description image memory 134 which memorizes this organization description picture.

[0076]The narrow band fluorescent image storage area in which the image memory 127 carried



out the graphic display abbreviation, It comprises a wide band fluorescent image storage area and an IR reflective reference beam image storage area, The fluorescent image which irradiated with and picturized the excitation light J2 in the state where the broad band filter 122A has been arranged in an optical path is changed into a digital value by the A/D conversion circuit 126, and is saved as a wide band fluorescent image in a wide band fluorescent image storage area, The fluorescent image which irradiated with and picturized the excitation light J2 in the state where the narrow band filter 122B has been arranged in an optical path is changed into a digital value by the A/D conversion circuit 126, and is saved as a narrow band fluorescent image in a narrow band fluorescent image storage area. The reflective reference beam picture which irradiated with and picturized the white light J1 in the state where the IR band-pass filter 122C has been arranged in an optical path is changed into a digital value by the A/D conversion circuit 126, and is saved as an IR reflective reference beam picture in IR reflective reference beam image storage area.

[0077]The picture deciding unit 180, The light volume beyond the default value in the above-mentioned narrow band fluorescent image. The field which received light. The overflow judging device 183 which judges the field which received the light volume beyond the default value within the effective measuring range judging device 181 to judge, the effective measuring range judging device 182 which judges the field which received the light volume beyond the default value in a wide band fluorescent image, and IR reflective reference beam picture, It has the unusual light-receiving field memory 185 which memorizes the position information on the unusual light-receiving field which is a decision result of the unusual light-receiving area judgment machine 184 and an unusual light-receiving field which judges an unusual light-receiving field based on the decision result by these three individual judging devices.

[0078]The picture composing device 190 inputs the position information on the unusual light-receiving field memorized by the organization description picture memorized by the organization description image memory 134 and the unusual light-receiving field memory 185, combines the picture as which the unusual light-receiving field is displayed on the organization description picture, and outputs it as image composing.

[0079]Usually, the image processing unit 140, The picture signal picturized by CCD image sensor 107. It has the A/D conversion circuit 142 which digitizes, and the video signal generation circuit 144 which were digitized, for which a picture is usually saved and which usually changes into a video signal the image memory 143 and the image composing which were usually outputted from the image memory 143, and which was usually outputted from the picture and the described image composing device 190.

[0080]Hereafter, an operation of the fluorescent endoscope system 900 by the above-mentioned composition is explained. First, the case where a picture is usually picturized and displayed is explained and the case where the image pick-up of a reflective reference beam picture and the image pick-up of a fluorescent image are performed next is explained. Then, the case where image composing is formed and displayed is explained.

[0081]In the fluorescent endoscope system 900, it carries out one by one by usually carrying out the time sharing of the image pick-up of a picture and IR reflective reference beam picture, and the image pick-up of a fluorescent image. Usually, at the time of the image pick-up of a picture and IR reflective reference beam picture, the power supply 112 drives based on the signal outputted from the controller 150, and the white light J1 containing the near infrared which is a reference beam is ejected from the white light source 111. After the white light J1 enters into the white light light guide 101A through the lens 113 and a light guide is carried out to the tip 100A

of an endoscope inserting part, it is irradiated with it towards the body tissue 1 from the illumination lens 104.

[0082]It is condensed with the object lens 105, and it is reflected by the slant face of the prism 108, and through a color mosaic filter, on CCD image sensor 107, image formation of the catoptric light J4 of the white light J1 reflected by the body tissue 1 is carried out, and it is picturized. After [ which was picturized by CCD image sensor 107 ] a picture is changed into a digital value by the A/D conversion circuit 142, it is usually saved at the image memory 143. Usually, the usual picture saved at the image memory 143 is changed into a video signal by the video signal generation circuit 144, and is displayed as a visible image by the picture monitor 160. A series of above-mentioned operations are controlled by the controller 150.

[0083]The catoptric light J5 of the white light J1 containing the near infrared which was reflected by the above-mentioned body tissue 1 and condensed by the condenser 106 on the other hand, It enters into the end face of the image fiber 103, and the image fiber 103 is passed, it is condensed with the lens 128, the excitation light cut-off filter 121 and the IR band-pass filter 122C of the turnable filter 122 are penetrated, and image formation is carried out on CCD image sensor 125.

[0084]Since the IR band-pass filter 122C is a band pass filter which makes only the light of 750 nm - 900 nm of wavelength band regions penetrate, if the catoptric light J5 penetrates the IR band-pass filter 122C, only a reflective reference beam will be extracted and image formation only of the IR reflective reference beam image will be carried out on CCD image sensor 125.

[0085]After photoelectric conversion of the IR reflective reference beam image which image formation was carried out and was picturized on CCD image sensor 125 is carried out and it is changed into a digital signal by the A/D conversion circuit 126, it is saved in IR reflective reference beam image storage area of the image memory 127.

[0086]Next, the case where a fluorescence image is picturized is explained. The power supply 115 drives based on the signal outputted from the controller 150, and the excitation light J2 with a wavelength of 410 nm is ejected from the GaN system semiconductor laser 114. After the excitation light J2 enters into the excitation light light guide 101B through the lens 116 and a light guide is carried out to the tip 100A of an endoscope inserting part, it is irradiated towards the body tissue 1 through the illumination lens 104.

[0087]The fluorescence J3 generated from the body tissue 1 in response to the exposure of the excitation light J2, It is condensed by the condenser 106 and enters at the tip of the image fiber 103, The image fiber 103 is spread and it is condensed with the lens 128, and through the excitation light cut-off filter 121, the time sharing of the broad band filter 122A and the narrow band filter 122B of the turnable filter 122 is carried out one by one, and they are penetrated.

[0088]The fluorescence which penetrated the fluorescence which penetrated the broad band filter 122A, and the narrow band filter 122B, Time sharing is carried out one by one, and light is received by CCD image sensor 125, and after photoelectric conversion is carried out, the signal for 5x5 pixels is added by BININGU read-out, and it is read, and is changed into a digital signal by the A/D conversion circuit 126. The wide band fluorescent image and narrow band fluorescent image which were changed into the digital signal are saved in the wide band fluorescent image storage area and narrow band fluorescent image storage area of the image memory 127. Although a fluorescence image with weak light intensity can be picturized with sufficient accuracy by performing BININGU read-out as mentioned above, the pixel number of the picturized picture will be 100x100 pixels which is 1/25 at the time of usually reading.

[0089]Hereafter, the case where image composing is created is explained. First, in the color

operation part 131 of the organization description picture preparing unit 130. The narrow band fluorescent image and wide band fluorescent image which are memorized by the image memory 127 are inputted, Do division of the value of a narrow band fluorescent image with the value of a wide band fluorescent image for every corresponding pixel, and it asks for standardization fluorescence intensity, The value of standardization fluorescence intensity is changed into a chrominance signal with reference to the color look-up table beforehand memorized in the color operation part 131, Then, the chrominance signal corresponding to one pixel is changed into the chrominance signal corresponding to 5x5 pixels, and it outputs as a chrominance-signal picture which comprises a chrominance signal which returned the pixel number to 500x500 pixels from 100x100 pixels.

[0090]In the luminosity operation part 132, the value of IR reflective reference beam picture saved in IR reflective reference beam image storage area of the image memory 127 is changed into a luminance signal for every pixel with reference to the luminosity look-up table beforehand memorized inside the image memory 127, It outputs as a luminance-signal picture which comprises these luminance signals.

[0091]The organization description picture preparing part 133 inputs the above-mentioned chrominance-signal picture and a luminance-signal picture, an organization description picture is created based on these pictures, and this organization description picture is memorized by the organization description image memory 134.

[0092]Next, an operation of the picture deciding unit 180 and the picture composing device 190 is explained.

[0093]The narrow band fluorescent image, wide band fluorescent image, and IR reflective reference beam picture which were changed and outputted to the digital value by the A/D conversion circuit 126, It is inputted into the described image memory 127, and is inputted also into the effective measuring range judging device 181, the effective measuring range judging device 182, and the overflow judging device 183, respectively.

[0094]The wide band fluorescent image inputted into the narrow band fluorescent image inputted into the effective measuring range judging device 181 and the effective measuring range judging device 182 is compared with the default value defined based on the limit of an effective measuring range, and marginal \*\*\*\*\* is called for. This default value is beforehand calculated by the following methods, and is memorized by the effective measuring range judging device 181 and the effective measuring range judging device 182.

[0095]Namely, the maximum light volume that receives light when observing the fluorescence generated from a body tissue using the fluorescent endoscope system 900, It is light volume when the fluorescence generated from a living body's normal tissue when the tip 100A of the endoscope inserting part of a fluorescent endoscope system is made to approach a body tissue most based on specification is received, The limit of distance of making the tip 100A approaching the body tissue in the case of observing a living body's organization description with the fluorescent endoscope system 900 is beforehand determined as 2 mm with the specification of the fluorescent endoscope system 900, When a body tissue is approached more, it becomes impossible to observe a living body's organization description correctly.

[0096]Therefore, the light-receiving light volume of the fluorescence received from normal tissue when the tip 100A of an endoscope inserting part is made to approach a body tissue, When the maximum light-receiving light volume assumed in the effective measuring range on specification is exceeded, it considers that the distance of the tip 100A and a body tissue approached less than 2 mm, and this field is made into marginal \*\*\*\*\* which cannot observe a

living body's organization description correctly.

[0097]The default value for defining this marginal \*\*\*\*\* irradiates with excitation light to the body tissue which exists in the position which is beforehand judged by another method to be normal tissue, and as for which prescribed distance separated, The intensity of the fluorescence shown by the exposure of this excitation light from the above-mentioned body tissue is detected, and it is set by adding the value which expresses the variation in a detection value with the average value of this detection value. Namely, in the state in which this default value is an approach limit on [ a living body's normal tissue to ] specification about the tip 100A of an endoscope inserting part where it detached 2 mm, Excitation light is turned to this normal tissue two or more times, and it irradiates with it, asks from the average value M and the standard deviation sigma when the intensity of the fluorescence generated from the normal tissue which received the exposure of this excitation light is measured, and can set by the formula of  $E=M+2\sigma$ .

[0098]The default value memorized by the effective measuring range judging device 181 is applied to detection of the fluorescence of 430 nm - 530 nm of wavelength band regions emitted from normal tissue, and asks for the above-mentioned method, and the limit of the effective measuring range in a narrow band fluorescent image is defined with this default value. The default value memorized by the effective measuring range judging device 182 is applied to detection of the fluorescence of 430 nm - 730 nm of wavelength band regions emitted from normal tissue, and asks for the above-mentioned method, and the limit of the effective measuring range in a wide band fluorescent image is defined with this default value.

[0099]On the other hand, IR reflective reference beam picture inputted into the overflow judging device 183 is compared with the default value defined based on the limit of detection of this reflective reference beam picture, and marginal \*\*\*\*\* is called for. The limit of detection of this IR reflective reference beam picture is defined as a thing equivalent to the saturation value of the output of the image sensor which detects IR reflective reference beam picture, and the default value based on the limit of this detection is beforehand calculated by the following methods, and is memorized by the overflow judging device 183.

[0100]Namely, although the signal showing IR reflective reference beam picture outputted from the imaging unit 120 changes into a digital value the analog signal showing IR reflective reference beam picture outputted from CCD image sensor 125 by the A/D conversion circuit 126, It becomes more than a value of the analog signal from which the value of the analog signal which this A/D conversion circuit inputted can change this (that is, the intensity of the detected reflective reference beam.) A/D conversion circuit, Since it is considered that that imaging range is a field which cannot observe a living body's organization description correctly when it becomes the value with which the digital output was saturated, the saturation value of this digital output is defined as default value based on the limit of detection. For example, since a saturation value is set to 1024 in using a 10-bit A/D conversion circuit, this value is defined as default value of the overflow judging device 183.

[0101]As shown in drawing 11, by the above-mentioned effective measuring range judging device 181, the effective measuring range judging device 182, and the overflow judging device 183. If the picture H1 containing marginal \*\*\*\*\* U1 acquired with reference to each default value, U2, and U3, H2, and H3 are inputted into the unusual light-receiving area judgment machine 184, the logical product of marginal \*\*\*\*\* contained in each picture will be searched for, and the unusual light-receiving field U4 will be appointed. The position information on the unusual light-receiving field appointed with the unusual light-receiving area judgment machine

184 is memorized by the unusual light-receiving field memory 185.

[0102]The position information on the unusual light-receiving field where the picture composing device 190 is memorized by the unusual light-receiving field memory 185, The organization description picture memorized by the organization description image memory 134 is inputted, and image composing is formed so that it may be white and unusual light-receiving field U4' may be displayed into the organization description picture S by which a colored presentation is carried out as shown in drawing 12.

[0103]The compounded image composing is outputted from the picture composing device 190, and is inputted into the video signal generation circuit 144. The above-mentioned image composing changed into the video signal is displayed on the picture monitor 170 by the video signal generation circuit 144. A series of above-mentioned operations are controlled by the controller 150.

[0104]The above-mentioned video signal generation circuit 144 is signal processing and the thing which are usually outputted from the image memory 143 and which usually processes both signal processing of a picture of the above-mentioned image composing.

[0105]Since the color of the image composing displayed as mentioned above expresses lesion-ization of standardization fluorescence intensity, i.e., a body tissue, and luminosity, on the other hand, expresses the shape of the luminous intensity reflected by the body tissue, i.e., a body tissue, The information about the information about lesion-izing and shape of a body tissue can be compounded and displayed on the picture of one sheet.

[0106]Since the unusual light-receiving field which does not express the living body's organization description correctly is white and is displayed into the image showing a living body's organization description by which the colored presentation was carried out as mentioned above to the image monitor 170, An observer can be prevented from judging a living body's organization description accidentally, and a reliable living body's organization description can be observed.

[0107]Since the GaN system semiconductor laser 112 was used as a light source of the excitation light J2, it can irradiate with excitation light with a cheap and small light source. The wavelength of excitation light is written with 410 nm, and a fluorescence is efficiently shown from the body tissue 1.

[0108]Instead of using the above-mentioned standardization fluorescence intensity, the value of the fluorescence yield which did division of the value of the pixel of a wide band fluorescent image, and calculated it with the value of the pixel of IR reflective reference beam picture may be assigned to a chrominance signal, the value of the pixel of IR reflective reference beam picture may be assigned to a luminance signal, and an organization description picture may be created.

[0109]Creation of the organization description picture in the organization description picture preparing unit 130, It is not necessary using both the color operation part 131 and the luminosity operation part 132 to necessarily create the organization description picture which consists of a chrominance signal and a luminance signal. The value of the \*\*\*\*\* fluorescence intensity which did division of the value of the pixel of a narrow band fluorescent image, and calculated it with the value of the pixel to which a wide band fluorescent image corresponds without using the color operation part 131, Or assign the value of the fluorescence yield which did division of the value of the pixel of a wide band fluorescent image, and calculated it with the value of the pixel of IR reflective reference beam picture to a luminance signal, and an organization description picture is created, Image composing can also be created by the picture composing device 190 so

that an achromatic color may carry out the monochrome display of the organization description picture and the colored presentation of the unusual light-receiving field may be carried out.

[0110]The assignment to the chrominance signal or luminance signal of a value of each above-mentioned picture, [ of a pixel ] A threshold can be established, the value of each pixel can be binary-ized, a binary display can be carried out, and it can also be made to display as change of the color or luminosity which continued by assigning the value of each pixel as a continuous value like the above-mentioned embodiment.

[0111]Marginal \*\*\*\*\* defined with the picture deciding unit 180, Each picture (namely, IR reflective reference beam picture which is the wide band fluorescent image and reflective reference beam picture which are the narrow band fluorescent image and the 1st fluorescent image which are the 2nd fluorescent image), Marginal \*\*\*\*\* may be defined based on the intensity of the reflective reference beam which may ask, combining the limit of an effective measuring range, the limit of detection, etc. how, and shows existence of regular reflection light besides the limit of an effective measuring range, or the limit of detection. The unusual light-receiving field appointed with the unusual light-receiving area judgment machine 184 may be appointed by the logical sum of not only when setting by the logical product of each above marginal \*\*\*\*\* , but each marginal \*\*\*\*\* , or may be appointed based on specific marginal \*\*\*\*\* .

[0112]When a deed is displayed only while displaying image composing as a still picture, and the living body's organization description is displayed as a still picture on the picture monitor 170, an unusual light-receiving field is displayed, but composition of the unusual light-receiving field to the organization description picture by the picture composing device 190. When the living body's organization description is displayed as video on the picture monitor 170, it can avoid displaying an unusual light-receiving field. A hand switch and a foot switch when operating a fluorescent endoscope system can perform the change to the above-mentioned still picture and video.

[0113]The display changeover switch 191 which is a display switching means which changes the display of an unusual light-receiving field and un-displaying to a fluorescent endoscope system manually as shown in drawing 13 is formed, It can avoid displaying an unusual light-receiving field by changing the display changeover switch 191 to a non-display side to display an unusual light-receiving field. Namely, the picture composing device 190 which the non-display signal was outputted from this display changeover switch 191, and inputted this non-display signal when the display changeover switch 191 was changed to the non-display side, Composition of the unusual light-receiving field into an organization description picture is interrupted, and only an organization description picture can be outputted as image composing from the picture composing device 190. A non-display signal is outputted also to the controller 150 at this time, the controller 150 which inputted the non-display signal controls the picture deciding unit 180, and the processing for appointing the unusual light-receiving field currently performed with the picture deciding unit 180 may also be made to be interrupted. The burden of the processing performed within the picture deciding unit 180 by this is mitigable.

[0114]When compounding an organization description picture and an unusual light-receiving field by the picture composing device 190 so that the unusual light-receiving field displayed on the picture monitor 170 may be displayed with the gestalten (a color, a form, a pattern, the existence of blink, etc.) for which an observer wishes, an observer may enable it to choose the display style of an unusual light-receiving field.

[0115]The judgment in an effective measuring range judging device, an overflow judging device,

an unusual light-receiving area judgment machine, etc., It is not limited to carrying out by each pixel unit, but it carries out by the arbitrary in-every-direction nxm pixel units for which an observer asks, or can compare by thinning out a pixel suitably in consideration of an operation amount. What is necessary is for a nearby decision result just to perform a complement display, when a pixel is thinned out. If the foreground color of a field which is not judging by the ability to judge only the field which the observer is observing is displayed in a specific color, the field currently observed can be displayed clearly.

[0116]Although it is usually a gestalt which displays a picture and image composing on the picture monitor 160 and the picture monitor 170 independently, it may be made to display both on one picture monitor. In that case, the change of a display of a picture and image composing may usually be a gestalt which may make it synchronize with the change to video and a still picture, and may go automatically, and an observer is a suitable switching means and switches arbitrarily.

[0117]Although the GaN system semiconductor laser and the white light source were considered as separate composition, one light source can also be substituted for the excitation light source and a white light source using a suitable band-pass filter.

[0118]Although CCD image sensor 107 for a picture image pick-up was usually made into the embodiment installed in the tip part 100A of a fluorescent endoscope, after usually drawing an image in an imaging unit by using an image fiber, it may picturize by a CCD image sensor. It may be made to usually use with the object for a picture image pick-up, the object for a fluorescent image image pick-up, and the image fiber for a reflected image image pick-up and an image sensor in common furthermore by change of the turnable filter 122, installation to the image sensor of a multicolor mosaic filter, etc.

[0119]When a multicolor mosaic filter installs the image sensor by which on chip was carried out in the tip part of a fluorescent endoscope, the image sensor the object for a picture image pick-up, the object for a fluorescent image image pick-up, and for a reflected image image pick-up can also usually be made to serve a double purpose with one image sensor.

[0120]Although the operation in the picture deciding unit 180 and the organization description picture preparing unit 130 shall be performed independently, respectively, the above-mentioned embodiment, It may be made to control not to calculate in the organization description picture preparing unit 130 about the unusual light-receiving field appointed in the picture deciding unit 180, and the time of image processing performed within the organization description picture preparing unit 130 by this can be shortened.

---

[Translation done.]